



Segmentação de imagens dentárias por binarização, agrupamento e contornos ativos

Rita Assunção Pimenta da Silva

Dissertação apresentada à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

Para obtenção do grau de Mestre em

Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professor Carlos Balsa

Novembro de 2013

Agradecimentos

Este espaço é dedicado a todos aqueles que contribuíram diretamente e indiretamente para que esta dissertação se concretizasse e por contribuírem pelo final de mais uma etapa de minha formação acadêmica. Desta forma quero expressar os meus sinceros agradecimentos:

Em primeiro lugar, ao meu orientador, Professor Doutor Carlos Jorge da Rocha Balsa pela disponibilidade manifestada para orientar este trabalho, pela exigência e rigor, por todo o seu saber, pelos conselhos críticos bem como os esclarecimentos, opiniões e sugestões. Pela acessibilidade, pela confiança e estímulo que se tornaram imprescindíveis em determinados momentos da elaboração desta tese e especialmente pela paciência e simpatia com que sempre me recebeu.

Em segundo lugar, à Professora Doutora Ilda Reis, expresso o meu profundo agradecimento pelo apoio, orientação, dedicação e sabedoria dos seus elevados conhecimentos. Na confiança que em mim depositou e no incentivo ao longo do trabalho desenvolvido nesta tese.

Em terceiro lugar, à Sandrine Mouysset, pelas suas sugestões muito pertinentes relativas ao método da clusterização.

Em quarto lugar, ao Médico Dentista/Professor Mário Preto pela sua disponibilidade, apoio e dedicação. Pelos esclarecimentos e conselhos relativos às radiografias dentárias que foram essenciais nesta dissertação.

Em quinto lugar, à minha família, especialmente aos meus pais e à minha irmã, por serem uma fonte inesgotável de confiança, pelo incentivo e compreensão. E pelo encorajamento a fim de terminar a elaboração deste trabalho.

E por fim, aos meus amigos por me apoiarem incondicionalmente, pela paciência, pela amizade, pela força e pela confiança em todos os momentos.

A todos, a minha eterna gratidão.

Resumo

A imagiologia odontológica é cada vez mais utilizada como meio complementar de diagnóstico médico, de acompanhamento e de avaliação de planos de tratamento. Para além destas aplicações, a imagem resultante de radiografia dentária é também utilizada na odontologia forense para identificação de cadáveres humanos.

A segmentação de imagens dentárias visa a obtenção do contorno bidimensional do dente ou de estruturas internas a esse dente. A execução desta tarefa implica a escolha do método de acordo com o tipo de imagem.

Neste trabalho procura-se saber que o método deve ser escolhido em função do tipo de imagem. Para tal faz-se uma recolha das principais técnicas de processamento de imagem utilizadas na segmentação e selecionam-se três métodos representativos das diferentes abordagens possíveis: binarização, agrupamento e contornos ativos.

A binarização é completada com técnicas de pré-processamento como a filtragem e as operações morfológicas. O agrupamento utiliza o método do *k-means* para definir a constituição das várias classes em que a imagem é dividida. Os contornos ativos resultam da implementação do método iterativo de *Chan-Vese* que procura os pontos de maior variação da tonalidade.

Os testes efetuados mostram que todos os métodos permitem obter uma segmentação aproximada do dente e que todos têm dificuldades em separar a área correspondente ao dente da área correspondente ao tecido ósseo. No entanto o método dos contornos ativos parece mais eficiente nesta região. Os métodos da binarização e do agrupamento permitem identificar estruturas internas ao dente, mas apenas o agrupamento permite identificar inserções de amálgama.

Abstract

The medical imaging is increasingly relevant as a supplementary mean of medical diagnosis. An area where it is essentially used is dentistry, where the use of dental radiographs allows the development of more effective diagnostic, monitoring and evaluation of appropriate treatment plans. The dental radiography is also a valuable tool in the imaging area of forensic dentistry by allowing the identification of human beings.

Dental image segmentation aims to achieve the two-dimensional contour of the tooth or the contour of its internal structures. The execution of these tasks involves the choice of the method according to the characteristics of the image.

This research work seeks to determine which method should be chosen depending on the type of image. Three segmentation methods representative of different possible approaches, namely thresholding, clustering and active contours are selected and tested on a set of four images.

The thresholding method is completed with preprocessing techniques such as filtering and morphological operations. The clustering method uses the k-means algorithm to define the composition of the various clusters in which the image is divided. The active contours method results on the implementation of the *Chan-Vese* iterative algorithm that looks for the points of greatest variation of the intensity.

The experiments show that all methods can achieve an approximated segmentation of the tooth. All of them have difficulties in separating the area corresponding to the tooth from the area corresponding to the bone. However, the active contour method seems more efficient in this area. The thresholding and clustering methods allow identifying internal structures of the tooth, but only clustering allows identifying inserted amalgam.

Lista de abreviaturas

AE	Aplicação entidades
AM	Ante-mortem
ANSI	American National Standards Institute
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EM	Electromagnético
FTP	Protocolo das transferências de outros ficheiros
GVF	Gradiente de fluxo
HIS	Hospital Information Systems
HL7	Health Level
IPT	Image Processing Toolbox
kV	Tensão
kVp	Quilovoltagem
mA	Miliamperagem
OSI	Sistemas Abertos Interligados
PACS	Picture Archiving and Communication System
<i>PDI</i>	Processamento de imagens digitais
PM	Post-mortem
RGB	Red, Green, Blue
RIS	Research Information Systems
ROI	Region of interest
SCP	Prestador de classe de serviço
SCU	Serviço classe de usuário

Conteúdo

Lista de abreviaturas	IX
Lista de figuras	XIII
 <i>Capítulo 1.....</i>	 <i>1</i>
INTRODUÇÃO	1
 <i>Capítulo 2.....</i>	 <i>5</i>
IMAGIOLOGIA DENTÁRIA	5
2.1 RAIO X.....	5
2.2 IMAGEM DE RAIO X	6
2.3 IMAGENS DENTÁRIAS DE RAIO X.....	8
2.4 DIFICULDADES E PRECAUÇÕES A TER NA RADIOGRAFIA DENTÁRIA	14
2.5 PADRÃO DICOM.....	16
 <i>Capítulo 3.....</i>	 <i>19</i>
SEGMENTAÇÃO DE IMAGEM DIGITAL	19
3.1 PROCESSAMENTO DE IMAGEM.....	19
3.2 SEGMENTAÇÃO DE IMAGEM.....	21
3.3 FILTRAGEM DA IMAGEM ORIGINAL	23
3.3.1 <i>Filtros Gaussiano</i>	<i>24</i>
3.3.2 <i>Filtros Passa-Altas e Passa-Baixas.....</i>	<i>25</i>
3.4 SEGMENTAÇÃO BASEADA NA HOMOGENEIDADE DA REGIÃO	25
3.4.1 <i>Binarização.....</i>	<i>26</i>
3.4.2 <i>Agrupamento</i>	<i>27</i>
3.5 SEGMENTAÇÃO BASEADA NA DETECÇÃO DAS BORDAS	29
3.5.1 <i>Morfologia Matemática.....</i>	<i>29</i>
3.5.2 <i>Detetor de Extremidades de Canny.....</i>	<i>30</i>

3.5.3	<i>Contornos Ativos</i>	32
3.6	PROBLEMAS DA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS DENTÁRIAS	33
3.7	BREVE REVISÃO DA LITERATURA CIENTÍFICA.....	34
 <i>Capítulo 4</i>		39
SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DE IMAGENS DENTÁRIAS		39
4.1	BINARIZAÇÃO COM PRÉ-PROCESSAMENTO	40
4.2	AGRUPAMENTO.....	50
4.3	CONTORNOS ATIVOS.....	60
 <i>Capítulo 5</i>		67
CONCLUSÃO		67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		71

Lista de figuras

Figura 2-1: Absorção fotoelétrica para obter a imagem de diagnóstico.....	6
Figura 2-2: Excitação e ionização do Raio X.....	8
Figura 2-3: Modelos de radiografias dentárias.....	12
Figura 2-4: Constituição de um aparelho de raio X odontológico.....	14
Figura 3-1: Operações envolvidas nos três níveis de análise de imagem.....	21
Figura 3-2: Esquema genérico do processo de segmentação.....	22
Figura 3-3: Elemento estruturante em forma de cruz com 5 <i>pixéis</i>	30
Figura 4-1: Representação das radiografias dentárias apicais a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.....	40
Figura 4-2: a) imagem rx1, b) transformada de Fourier, c) filtro passa-altas, d) imagem filtrada.....	41
Figura 4-3: a) imagem original rx2, b) imagem filtrada.....	42
Figura 4-4: a) imagem original rx3, b) imagem filtrada.....	42
Figura 4-5: a) imagem original rx4, b) imagem filtrada.....	43
Figura 4-6: Binarização a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.....	45
Figura 4-7: Dilatação a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.....	46
Figura 4-8: Erosão a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.....	47
Figura 4-9: Filtro de Canny, a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.....	48
Figura 4-10: Imagens originais com contorno sobreposto, a) rx1, b) rx2, c) rx3 e d) rx4.....	49
Figura 4-11: Largura média de silhueta da imagem rx1.....	51
Figura 4-12: Regiões resultantes da clusterização de rx1 em 3 classes.....	52
Figura 4-13: Classe 3 de rx1 obtida com norma-2 e norma-1.....	53
Figura 4-14: Largura média de silhueta da imagem rx2.....	54
Figura 4-15: Regiões resultantes da clusterização de rx2 em 2 classes.....	55
Figura 4-16: Regiões resultantes da clusterização de rx2 em 3 classes.....	56
Figura 4-17: Regiões resultantes da clusterização de rx3 em 3 classes.....	57
Figura 4-18: Regiões resultantes da clusterização de rx4 em 3 classes.....	58
Figura 4-19: Classe 2 de rx4 obtida com norma-2 e norma-1.....	59
Figura 4-20: Regiões resultantes da clusterização de rx4 em 4 classes.....	60
Figura 4-21: Representação do método <i>Chan-Vese</i> da imagem rx1 recorrendo a 1500 iterações.....	61
Figura 4-22: Representação do método <i>Chan-Vese</i> da imagem rx1 recorrendo a 450 iterações.....	62
Figura 4-23: Representação do método <i>Chan-Vese</i> da imagem rx2 recorrendo a 455 iterações.....	63
Figura 4-24: Representação do método <i>Chan-Vese</i> da imagem rx3 recorrendo a 700 iterações.....	64
Figura 4-25: Representação do método <i>Chan-Vese</i> da imagem rx3 recorrendo a 350 iterações.....	65
Figura 4-26: Representação do método <i>Chan-Vese</i> da imagem rx4 recorrendo a 520 iterações.....	66

Capítulo 1

Introdução

A segmentação automática de imagens digitais dentárias tem assumido uma importância crescente nos últimos anos. Isso deveu-se, em grande parte, à ocorrência de grandes catástrofes como o “Atentado do onze de Setembro”, ocorrido em 2001, ou o “Tsunami de Sumatra”, ocorrido em 2004. Nestes casos, os dentes são muitas vezes um dos únicos meios de identificar um cadáver. A identificação de pessoas com base nas principais características biométricas, como as impressões digitais ou o reconhecimento da íris, são inviáveis devido à decomposição dos corpos. Ao contrário dos tecidos musculares, os dentes apresentam uma elevada longevidade. Por outro lado, a identificação de uma elevada quantidade de indivíduos requer a agilização do processo e consequente automatização de tarefas. A segmentação de dentes a partir da imagem de raio X para posterior comparação com os registros é assim uma etapa de importância fundamental.

A radiografia dentária insere-se também no domínio da imagiologia médica. Este setor dispõe hoje em dia de uma avançada tecnologia assim como de equipamentos valiosos para o diagnóstico de patologias. A imagem digital dentária como meio de diagnóstico de cáries, infecções assim como de outras patologias é de uso generalizado. Além de permitir diagnósticos mais eficazes, a imagem dental digital permite também o acompanhamento e a avaliação de planos de tratamentos, contribuindo para que o clínico consiga acompanhar a evolução do tratamento. Contudo o diagnóstico é feito pelo médico com base no que observa na imagem. Esta arbitrariedade poderia ser ultrapassada se os profissionais dispusessem de ferramentas de diagnóstico automático que permitissem a identificação de certas patologias a partir da imagem dentária. Tal só poderá ser possível através da segmentação automática do dente, ou de certas partes do dente, e posterior comparação com padrões ou

com os registos do paciente, eventualmente integrados numa base de dados de radiografias dentárias.

A segmentação automática de dentes em imagens digitais provenientes de radiografias pretende isolar dentes do resto dos elementos que constituem a imagem de maneira a obter as suas morfologias. As imagens provenientes de radiografias dentárias apicais abrangem sobretudo um dente. Aquele onde o clínico suspeita haver problemas. No entanto apanha também parte, ou a totalidade, dos dentes vizinhos. Com base na observação destas imagens verifica-se que a segmentação deste dente vai depender de vários fatores inerentes à radiografia efetuada a montante e a morfologia dos dentes presentes na imagem. Em consequência destas dificuldades considera-se pouco provável a existência de técnicas de segmentação universais que funcionem em qualquer imagem.

Neste trabalho procura-se conhecer quais as técnicas mais indicadas para a segmentação de imagens dentárias apicais em função das dificuldades patentes na imagem. Para o efeito fez-se uma recolha de alguns dos métodos suscetíveis de serem aplicados e combinam-se esses métodos com outras técnicas de processamento de imagem de maneira a melhorar os resultados obtidos num conjunto de quatro imagens de teste.

Dado que as imagens de teste resultam de radiografias dentárias, começou-se por adquirir conhecimentos sobre este processo. No Capítulo 2 faz-se uma pequena síntese da imagiologia dentária de maneira a integrar os vários processos envolvidos desde a radiografia à sua organização em bases de dados. Descreve-se o funcionamento do raio X dental, analisam-se os diferentes tipos de radiografias e descreve-se a organização de bases de dados de imagens médicas segundo o padrão DICOM (*digital image communication*). Deu-se também destaque às dificuldades e precauções a ter na execução do raio X tendo em conta a informação irradiada pelas diferentes estruturas e sua representação na imagem resultante.

No Capítulo 3 faz-se um enquadramento da segmentação dentro do processamento digital de imagens. Pesquisou-se na literatura sobre processamento de imagem métodos e técnicas suscetíveis de serem aplicados na segmentação de imagens dentárias apicais e faz-se a sua sistematização em três categorias: técnicas de filtragem, técnicas de segmentação baseadas na homogeneidade da região e técnicas de deteção das extremidades. A descrição efetuada das técnicas é sumária, apresentam-se apenas as ideias principais subjacentes às suas conceções. O formalismo matemático é reduzido ao que se considera essencial para compre-

ender essas ideias, remetendo-se a descrição pormenorizada dos métodos para as referências literárias citadas. Faz-se também um levantamento das principais dificuldades existentes na segmentação de imagem tendo em vista os objetivos propostos neste trabalho. O capítulo termina com uma pequena revisão da literatura científica de forma a ter uma perspetiva geral do estado atual da investigação sobre a segmentação de imagens dentárias.

No Capítulo 4 apresentam-se os resultados da aplicação das técnicas de segmentação apresentadas no Capítulo 3 em quatro imagens de teste. As técnicas aplicadas assentam em três métodos de segmentação bem conhecidos, nomeadamente a binarização, o agrupamento e os contornos ativos. Os dois primeiros baseiam-se na deteção de regiões homogéneas enquanto o terceiro assenta na deteção dos extremos de uma região. Estas três abordagens, que correspondem às mais utilizadas em segmentação de imagem, permitem obter uma perspetiva geral dos problemas existentes na segmentação de imagens dentárias apicais.

Os testes foram todos efetuados com o *software* Matlab[®], recorrendo a algumas funções da *toolbox* de processamento de imagem IPT - *Image Processing Toolbox* (Matlab, 2010) e a programas desenvolvidos no âmbito deste trabalho.

O método da binarização que, como o próprio nome indica, corresponde à divisão da imagem em duas partes. Uma correspondente aos tons mais baixos de cinzento e outra aos mais altos. A aplicação deste método pressupõe que a imagem inclui essencialmente duas tonalidades e que uma delas corresponde ao dente a segmentar. Na prática tal não se verifica devido à zona do tecido ósseo que apresenta uma tonalidade intermédia entre a do dente e do fundo. Contudo com a utilização prévia de filtro no domínio das frequências consegue-se, nesta tese, reduzir a imagem a duas tonalidades principais. Os resultados da binarização produzem uma segmentação do dente cujos contornos são bastantes irregulares. Para suavizar estes contornos e por consequente obter formas mais próximas das reais, faz-se a dilatação seguida da erosão da região correspondente ao dente. Estas operações morfológicas são completadas pela aplicação do filtro de Canny para obter uma geometria aproximada do contorno do dente.

O método do agrupamento pode ser visto como uma generalização da binarização em que a imagem é dividida num número arbitrário de regiões em função da tonalidade. Como as imagens dentárias apicais são compostas essencialmente por três partes (dentes, tecido ósseo e fundo negro) procurou-se agrupar os pixéis da imagem em três classes. Esta aborda-

gem pressupõe que todas as imagens apresentam três níveis principais de tonalidade, o que não se verifica sempre. Mostra-se através do método da largura média de silhueta qual o número de classes em que os pixéis devem ser agrupados em função da tonalidade. O agrupamento é feito pelo método do *k-means* que classifica os pixéis em *k* classes em função da semelhança de tonalidade entre eles. A medição dessa semelhança é feita através da diferença dos valores da tonalidade verificada em cada ponto da imagem, medida numa determinada norma. Fazem-se testes com a norma-1 e a norma-2 no sentido de averiguar o efeito de cada uma na segmentação.

O método dos contornos ativos de *Chan-Vese* procura os contornos de um objeto através da detecção das diferenças de tonalidade. A aplicação deste método à segmentação de imagens dentárias apicais pressupõe que existe um contraste entre o dente e as regiões vizinhas. Como já foi referido, tal situação nem sempre se verifica. Os contornos são obtidos através de aproximações sucessivas geradas no sentido de minimizar a função derivada do gradiente de tonalidade definida com base nos valores verificados nos pixéis vizinhos do contorno anterior. Partindo de um contorno inicial definido pelo utilizador, esse contorno é redefinido em cada iteração. Pelo que é necessário indicar o número de iterações que o método deve realizar. Fazem-se testes para analisar o efeito do número máximo de iterações assim como da posição inicial do contorno sobre a segmentação obtida.

O último capítulo (Capítulo 5) desta dissertação é dedicado à apresentação de algumas considerações finais. Fazem-se algumas observações sobre alguns aspetos considerados relevantes. Tiram-se algumas conclusões sobre as três técnicas testadas. Comparam-se os resultados obtidos e fazem-se algumas sugestões para a continuação deste trabalho.

.

Capítulo 2

Imagiologia Dentária

Neste capítulo começa-se por adquirir conhecimentos sobre a radiografia dentária. Faz-se uma pequena síntese da imagiologia dentária. Descreve-se o funcionamento do raio X dental, analisam-se os diferentes tipos de radiografias e descreve-se a organização de bases de dados de imagens médicas segundo o padrão DICOM (*digital image communication*).

2.1 Raio X

Na década 90, do século XIX, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen (1854-1923), que estudava a relação entre matéria e energia, descobriu os raios X enquanto realizava experiências com a eletricidade. Roentgen, como não sabia o que realmente eram estes raios, em 1895 aplicou o nome de raio X, uma vez que em matemática X representa muitas vezes o desconhecido. Em 1900 os raios X já eram aplicados na área medicinal, os médicos usavam o raio X para tirar fotografias, designadas por radiografias de ossos. Esta técnica ajudou a diagnosticar algumas doenças mais graves. Os cientistas também descobriram que a exposição ao raio X poderia causar queimaduras ou até morte.

Roentgen em 1901 recebeu o prémio nobel da física pela sua descoberta do raio de onda curta, apelidado raio X. Após esta descoberta o físico dedicou-se às aplicações práticas da sua descoberta que originou uma nova indústria de raio X. O raio X implicou novos procedimentos, especialmente em relação à formação e certificação dos radiologistas. Efetivamente, os cientistas pioneiros foram afetados por dores constantes, cancro e outras doenças. As consequências foram o esmorecimento do entusiasmo inicial e a revelação dos efei-

tos nefastos dos raios desconhecidos. Posteriormente com as sucessivas investigações nesta área foram progressivamente descobertos padrões de utilização que permitem a sua aplicação com segurança (Toennies, 2012).

Atualmente, existem campos especializados dentro da indústria médica que com o auxílio do raio X e a tecnologia dos computadores, dão lugar a um futuro muito otimista para o desenvolvimento científico de novas aplicações (Oliveira, 2009).

2.2 Imagem de Raio X

O uso de raio X faculta a aquisição de imagens internas do corpo humano, de modo não invasivo (Gonzalez, et al., 2008 p. 23). Assim sendo, pode-se dizer que a radiografia emprega a dependência da absorção fotoelétrica do número atômico para produzir a imagem de diagnóstico, como se pode visualizar na Figura 2-1 (Toennies, 2012).

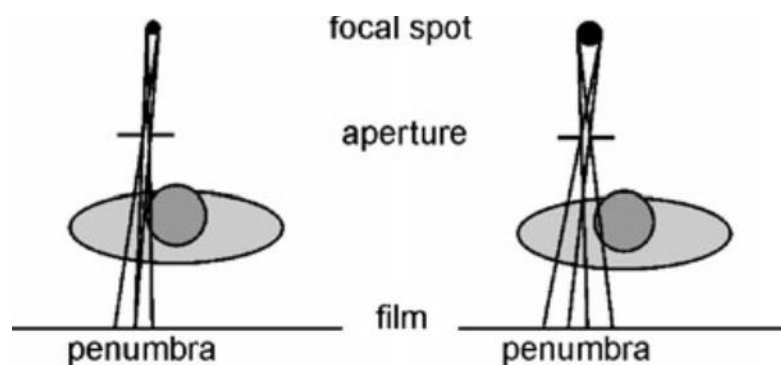


Figura 2-1: Efeito de penumbra originado por fontes não pontuais.

A imagem de raio X é obtida através de equipamentos que contêm pelo menos um tubo de raios catódicos. Cada tubo, em vácuo, contém um cátodo e um ânodo, emitindo raios X,

onde o emissor encontra-se entre o tubo e o paciente e o receptor entre o paciente e a película (Toennies, 2012).

O tubo de raio X contém um cátodo aquecido fazendo com que os elétrons fiquem livres. Os elétrons libertados geram um fluxo que se desloca a alta velocidade em direção ao ânodo que está positivamente carregado.

A energia da radiação do raio X é libertada quando os elétrons interagem com os átomos do ânodo. Esta energia de raio X é controlada por uma tensão aplicada através do ânodo, e, a quantidade de radiação emitida é controlada por uma corrente aplicada no filamento do cátodo (Gonzalez, et al., 2002).

O vidro envolvente do tubo filtra algumas radiações de baixa energia. O espectro completo de um tubo de raio X é uma combinação de radiação X e de energia, onde alguns pontos indicam vários níveis de energia da radiação. Os tubos de raio X são caracterizados pela quantidade total de energia emitida pela radiação. A radiação de alta qualidade é menos prejudicial para o paciente e geralmente produz melhores imagens. É de citar que a quantidade e a qualidade das radiações de raio X dependem das características do tubo e dos parâmetros a selecionar pelos operadores, tais como, o potencial entre o cátodo e o ânodo, a tensão e o tempo de exposição.

O receptor e o emissor encontram-se ao redor do paciente. O receptor pode ser uma simples película, como um intensificador de imagem ou um painel plano que deteta as duas últimas produções de imagens digitais (Toennies, 2012).

Os raios X são modificados por absorção à medida que passam no paciente, sendo a energia de queda resultante registada sob a forma de luz que se desenvolve na película fotográfica.

As imagens digitais podem ser obtidas através de três métodos distintos. Os receptores de filmes analógicos constituem o mais antigo e não produzem radiografias digitalizadas. O segundo método consiste no filme que pode ser digitalizado tal como os intensificadores de imagem. Por fim, o terceiro método, que é o mais utilizado caso o pós-processamento seja assistido por computador, é constituído pelos detetores de painel plano (Gonzalez, et al., 2002). É de salientar, que os raios X são transformados em luz visível num painel de fósforo do tubo de vácuo, que será posteriormente convertido em elétrons por um fotocátodo.

Estes elétrons são acelerados em direção ao ânodo provocando uma saída do fósforo que produz a imagem intensificada e focada.

Na Figura 2-2 pode observar-se de forma esquemática os processos de excitação e ionização conducentes à formação da imagem. Do lado esquerdo pode-se observar a energia externa a empurrar um elétron de uma camada externa para uma camada interna. Enquanto que à direita é visível a ionização em que a excitação acontece indiretamente por um elétron lançado a partir de uma camada externa para um átomo diferente. Esta imagem representa a excitação e a ionização do raio X. Na imagem à direita (excitação) o electrão incidente colide com a camada interna do tungsténio deslocando-o para uma camada mais externa. No caso da imagem à esquerda (ionização) os electrões incidentes são deslocados do núcleo perdendo grande parte da energia na qual será emitido na forma de raio X (Toennies, 2012).

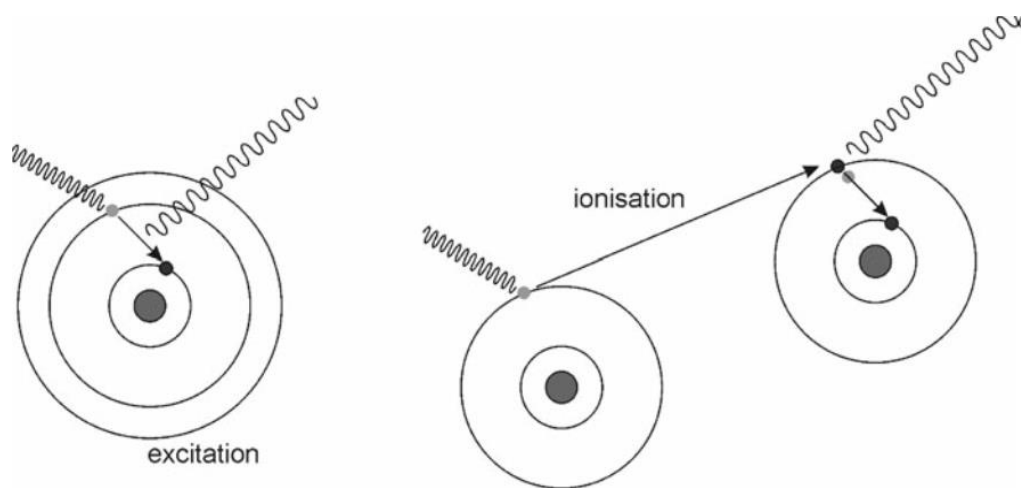


Figura 2-2: Excitação e ionização do Raio X.

2.3 Imagens dentárias de raio X

A imagiologia dentária é uma especialidade odontológica que se ocupa do uso das tecnologias de imagem para a realização de diagnósticos. É um exame complementar ao clínico que auxilia o diagnóstico de patologias (Lai, et al., 2008).

Os raios X dentários são imagens odontológicas que ajudam a encontrar problemas dentro dos dentes e tecidos moles envolventes, como por exemplo, estruturas dentárias e perda óssea que podem não ser identificáveis no exame clínico (Toennies, 2012). A importância da imagem médica nesta área não se cinge apenas à fase inicial de diagnóstico, ela encontra também aplicações ao nível do acompanhamento e avaliação de tratamentos adotados, pois permite ao clínico comparar a evolução, em diferentes fases, de um tratamento (Dental biometrics used in Forensic (Hofer, et al., 2009).

Para além de avaliar diagnósticos a radiografia dentária tem-se revelado um instrumento imagiológico valioso na área da odontologia forense. Efetivamente, é possível identificar cadáveres de seres humanos através do cruzamento de imagens dentárias obtidas *ante-mortem* (AM) e *post-mortem* (PM), especialmente em circunstâncias muito adversas de grandes catástrofes humanitárias, como o atentado de 11 de Setembro de 2001, o tsunami de Sumatra em 2004, a queda de aviões, sismos, etc.

Além disso os dentes são das estruturas mais resistentes do corpo humano a elevadas temperaturas, possibilitando a identificação de cadáveres em caso de incêndios. A identificação de corpos, nestas situações, pode ser bastante morosa e inviabilizar a utilização de certas características biométricas como a identificação de impressões digitais ou o reconhecimento da íris. A dentição humana, nomeadamente, a sua geometria, é uma característica que apresenta uma longevidade superior e por isso tem sido considerado um elemento chave na identificação de cadáveres (Said, et al., 2001).

O problema em estudo é de extrema importância para auxiliar o diagnóstico médico assim como a identificação forense. Para que a identificação seja o mais exata possível tem que se ter em conta as diversas técnicas utilizadas para este fim. Através da comparação da ficha dentária anterior do indivíduo com a atual situação dentária do cadáver e os sinais ainda conservados na dentição, é possível chegar a uma identificação afirmativa deste. Os elementos de comparação são: a posição e as características de cada dente, i.e., a condição dos dentes relativamente à cor, erosão, limpeza, existência de malformações e o tipo de dentes (temporário ou permanente); a existência de cáries e a sua localização precisa; a falta de uma ou várias peças dentárias; a presença de restos radiculares; a existência de próteses removíveis, fixas e/ou aparelho ortodôntico; e os detalhes de cada restauração, bem como o material utilizado (Couto, 2009). É realizada a técnica de comparação de imagens dentárias quando esgotadas todas as outras opções mais simples.

Deve ser referido que existem vários tipos de radiografias dentárias

- Radiografias *Bitewing* são efetuadas em check-ups de rotina. Este tipo de radiografia mostra a parte superior e inferior da face exterior dos dentes assim como a junção entre os dentes (dentes em oclusão). Estes raios-X são utilizados para verificar se há cáries entre os dentes, mostrar o alinhamento superior e inferior dos dentes, visualizar câmaras pulpares e possíveis alterações, e diagnosticar traumas oclusais. Também mostram a perda óssea que ocorre no caso de doença gengival grave assim como a presença de infeção dentária (Augostinho, 2012).
- Radiografias apicais são indicadas para exames de dentes individuais ou do dente inteiro, proporcionando através de uma imagem bidimensional uma visão da anatomia dentária, e das estruturas que circundam o dente (espaço articular, osso alveolar entre outras). Este tipo de raios X é utilizado para avaliar coroas e raízes de dentes permanentes e decíduos, processos de esfoliação dos dentes decíduos e erupção dos dentes permanentes, ossos alveolares e diagnósticos de perdas ósseas (reabsorção óssea), diagnosticar lesões periapicais ao redor dos dentes, diagnosticar presença de cáries, visualizar obturações na presença de materiais restauradores, tratamentos de canais, diagnosticar a presença de cálculos salivares lesões tais como quistos, abscessos, tumores e alterações ósseas associadas a algumas doenças, visualização de implantes dentários, diagnosticar qualidade óssea e também diagnosticar traumas oclusais (Radiológica, 2000).
- Radiografias panorâmicas mostram uma visão ampla dos maxilares, dentes, seios, área nasal e articulações temporo-mandibulares. Este tipo de raios X é indicado para o levantamento geral da saúde oral, avaliação de lesões associadas a anormalidades ósseas, quistos, tumores sólidos, infeções, fraturas e cáries dentárias, avaliação da articulação temporo-mandibular, documentação histórica do paciente, medições bidimensionais para implantologia, informação sobre o crescimento e desenvolvimento em crianças, avaliação inicial e progressiva do tratamento ortodôntico e por fim avaliações cronológicas das erupções dentárias e dos eixos de erupção dos dentes permanentes (Augostinho, 2012).

- Radiografias Oclusais mostram os dentes inclusos, dentes supranumerários e as raízes residuais. Estas radiografias são indicadas para uma avaliação mais extensa da presença e posicionamento de dentes inclusos e em áreas patológicas, como por exemplo na presença de fendas palatinas e estudos de calcificações em ductos e glândulas salivares. Fornecem também informações importantes como exames auxiliares de diagnóstico para procedimentos cirúrgicos, avaliação do progresso de tratamentos ortopédicos (expansão do palato), informações sobre o crescimento e desenvolvimento em crianças, na documentação histórica do paciente e por fim, visualização complementar de lesões císticas ou neoplásicas (Radiológica, 2000).
- Radiografia com contraste é feita para investigar estruturas que não podem ser visualizadas pelo raio X simples. Estas estruturas são visualizadas pela injeção do contraste, produto químico através da via oral, de modo a permitir uma melhor individualização de uma área específica facilitando assim o diagnóstico médico. Este procedimento é indolor e de modo geral rápido. Para este tipo de radiografia onde se utilizam produtos de contraste há que ter certos cuidados, nomeadamente vigiar atentamente o paciente para detetar um eventual fenómeno alérgico. O produto de contraste absorve muito bem o raio X, pelo que aparece a branco na película, evidenciando as estruturas nas quais se encontra um contorno muito mais nítido (Jadhav, et al., 2012).

A Figura 2-3 apresenta exemplos de alguns modelos de radiografias dentárias anteriormente mencionados. A imagem superior à esquerda representa uma radiografia *Bitewing*. A imagem superior à direita representa uma radiografia panorâmica. A imagem inferior à esquerda representa uma radiografia apical. E a imagem inferior à direita representa a radiografia oclusal.

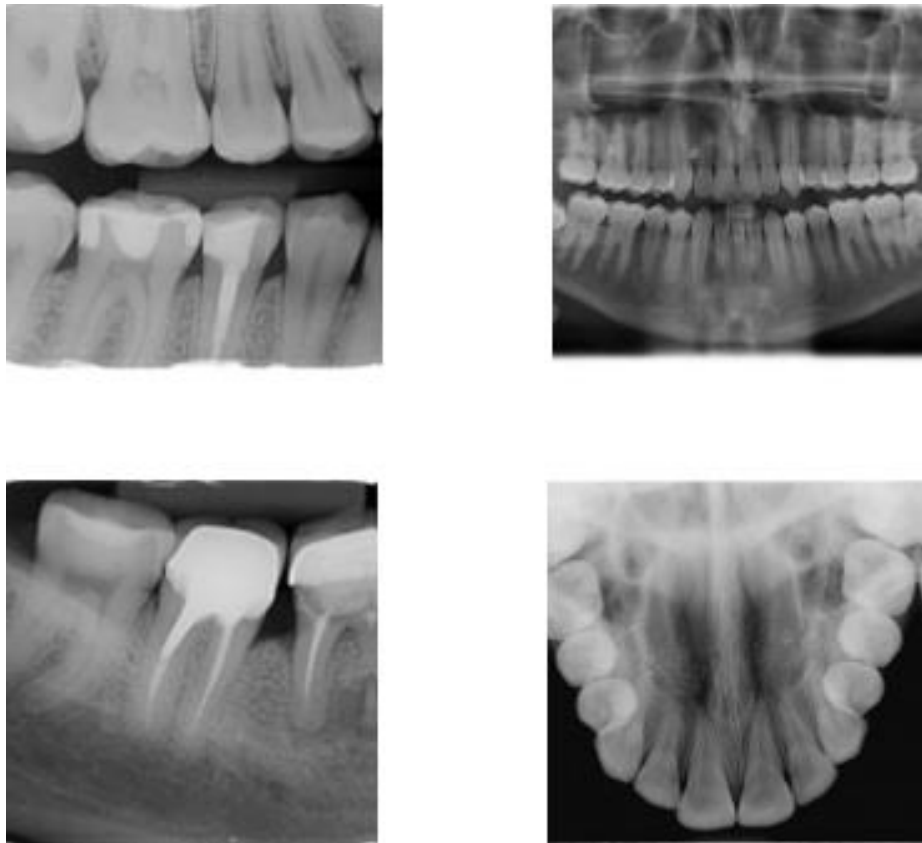


Figura 2-3: Modelos de radiografias dentárias.

Uma das técnicas que, aparentemente, permite recolher vários elementos para a identificação de um cadáver são as imagens radiológicas apicais. Pois mostram o dente por completo e as estruturas envolventes.

Depois de referir os diferentes tipos de imagens radiográficas dentárias, efetua-se uma breve descrição do aparelho de raio X odontológico apresentado na Figura 2-4.

- Base

Esta base pode ser fixa ou móvel.

- Corpo

O corpo possui o painel de controlo, sendo possível ligar ou desligar o aparelho através de um interruptor. Escolher o tempo de exposição onde pode ser regulado de forma manual ou digital e a sua escolha dependerá do paciente tendo em conta o tipo de radiografia e do filme a ser utilizado. E por fim regular a quilovoltagem (kVp) e a miliamperagem (mA) (Laroca, 2010).

É de salientar que a quilovoltagem determina a qualidade dos feixes, i.e., a penetração dos raios X num objeto e consecutivamente o contraste de uma radiografia. Sendo que quanto maior for a quilovoltagem, maior será a penetração do raio X e menor será a diferença entre o preto e o branco de uma radiografia proporcionando à imagem um baixo contraste. Quanto menos quilovoltagem maior será o contraste.

A miliamperagem é responsável pelo escurecimento da radiografia, ou seja, é responsável pela densidade da imagem. Quanto maior a miliamperagem, maior será a densidade do feixe.

- Disparador

O disparador possui um botão associado a um dispositivo sonoro, que durante a exposição deverá permanecer pressionado até o som deixar de emitir.

- Braço articular

O braço articular é responsável pelos movimentos do cabeçote no sentido vertical e horizontal.

- Cabeçote

O cabeçote é um elemento revestido onde são produzidos os raios X que saem pelo tubo. Na saída do tubo de raios x há um filtro adicional de alumínio com a finalidade de impedir os raios X sem poder de penetração no tecido ósseo. Além do filtro de alumínio também tem um diagrama de chumbo ou colimadores de chumbo que limitam a área que será exposta no paciente.



Figura 2-4: Constituição de um aparelho de raio X odontológico.

2.4 Dificuldades e precauções a ter na radiografia dentária

A intensidade de uma imagem dentária varia em função da posição (x, y) de incidência do raio X. Se os fótons se encontrarem espalhados, estes serão distribuídos aleatoriamente sobre a imagem, aumentando o brilho de uma componente de ruído e reduzindo assim o contraste (Toennies, 2012). O ponto focal de uma fonte de raio X conduz a uma perda de resolução devido às penumbras (ver Figura 2-1). A extensão da imagem depende das distâncias entre a fonte, o objeto e o recetor, bem como o diâmetro do ponto focal.

As imagens requeridas por um intensificador de imagem sofrem certas mudanças devido às informações acerca das estruturas irradiadas. Um dos erros mais comuns é o posiciona-

mento do paciente, do filme ou do aparelho de raio X. Em consequência obtêm-se imagens de dimensões incorretas (encurtadas ou alongadas), imagens pouco nítidas ou parciais com sobreposição das estruturas radiografadas. Podem ser minimizados estes erros através do ajuste automático dos parâmetros do aparelho e da utilização de aparelhos de raio X calibrados. Outro tipo de problema consiste nas imagens claras. Estas podem ser devidas ao elevado tempo de exposição ou a uma má distância entre o foco e o filme. Para prevenir este problema deve-se usar um equipamento de raio X com controlo de disparo eletrónico e ajuste automático da distância.

Nas radiografias escuras, a baixa nitidez impede por vezes de distinguir as estruturas mais finas e menos definidas. Estas imagens apresentam baixo contraste e não são adequadas para o diagnóstico. Nestas também não se consegue distinguir o esmalte da dentina devido à tonalidade ser semelhante. A solução para este tipo de problema é o uso de aparelhos de raio X com ajustes eletrónicos e de locais apropriados, vedados à luz (Tavano, 2005).

As imagens radiológicas podem ser avaliadas a partir de quatro fatores: densidade, contraste, detalhe e distorção. A densidade radiográfica pode ser descrita como o grau de enegrecimento da radiografia realizada. Quanto menor a quantidade de radiação que atravessa a estrutura maior o grau de enegrecimento (Oliveira, 2013).

O contraste da imagem é definido como sendo a diferença de densidade nas áreas adjacentes de uma radiografia ou outro recetor de imagem. Quanto menor a variação ou a diferença das áreas adjacentes, menor será o contraste. Se por acaso, aumentar o contraste, a variação da densidade aumentará também. A função do contraste é tornar mais visíveis os detalhes anatómicos de uma radiografia, neste caso de uma imagem dentária.

Deve ser usada uma maior alta-tensão kV (controla a energia ou a capacidade de penetração do feixe primário) e o menor valor possível da mudança de densidade (mAs) de maneira a proporcionar informação diagnóstica suficiente em cada exame radiográfico. Isto reduzirá a exposição do paciente e, em geral resultará em radiografias com boas informações diagnósticas (Oliveira, 2013).

O detalhe nas radiografias é utilizado para definir a nitidez das estruturas dos dentes. Assim a imagem demonstra através da clareza as linhas estruturais finas e as bordas do tecido. O único impedimento para não obter uma imagem nítida é o movimento, seja este voluntário ou involuntário. É de citar que o uso do ponto focal, à menor distância objeto-filme

possível e a uma distância foco-filme maior, também melhora os registos ou a definição da radiografia (Oliveira, 2013).

Por fim, a distorção pode ser definida como a representação errada do tamanho ou formato do dente, no registo radiográfico. Pois nenhuma radiografia é uma imagem exata. Dito isto, a distorção deve ser minimizada e controlada (Oliveira, 2013).

2.5 Padrão DICOM

Os sistemas de informação hospitalar evoluíram com a necessidade de criar uma administração, sem escrita manual, dos pacientes internados num hospital ou nos ambulatórios. Recorrendo a uma base de dados foi possível armazenar todas as informações do paciente.

O RIS e HIS foram os primeiros sistemas de informação na radiologia. Ambos abrangem os aspetos administrativos para orientar a estadia do paciente no departamento hospitalar, i.e., relatam os exames realizados e programados e transferem a informação para os solicitantes autorizados. É de referir também que as imagens não estavam diretamente administradas pela base de dados RIS mas encontravam-se ligadas a ela por meio de um código de identificação. As imagens eram mantidas em filme num arquivo.

Só na década 1980 é que as imagens de raio X, geradas num hospital, começaram a ter suporte digital. Foram então desenvolvidos diferentes sistemas de informação de acordo com a necessidade de melhorar cada vez mais a comunicação padronizada da informação clínica. Foram então desenvolvidos dois padrões de comunicação diferentes: o HL7 desenvolvido para mandar mensagens padrão (conecta os sistemas HIS, RIS e PACS) e o DICOM que padroniza a comunicação de imagens entre os componentes de um sistema PACS, tendo acesso às imagens armazenadas e ao sistema de arquivamento destas.

HL7, acrónimo de *Health Level 7*, é uma forma de organização padrão em desenvolvimento, credenciada pela *American National Standards Institute* (ANSI) e refere-se à camada de aplicação do OSI (sistemas abertos interligados). Este sistema descreve a sintaxe e semântica de mensagens sobre a camada na qual são criadas mensagens pela interface de um sistema.

A utilização do padrão DICOM apresenta um protocolo mais completo comparativamente com o HL7 uma vez que o raio X requisita as imagens digitais, como por exemplo as radiografias, e por meio de troca de dados arquiva como filme.

Devido à necessidade de preservar a informação do paciente, são registados os seguintes dados:

- As informações do paciente: nome e informações demográficas e identificação de outros sistemas de informação do hospital.
- Informações Exame: clínica e/ou médico, referindo o tipo de exame.
- Informações técnicas: sistemas de aquisição de imagem e descrição de uma tomografia computadorizada de raio X, pode incluir o comprimento de onda, amplitude do número de radiação e espaçamento de cortes.
- Informações de relatórios (Auxiliar): Medidas e observações que são criadas durante a comunicação.
- A imagem ou sequência de imagens.

O padrão DICOM e seus dois antecessores evoluíram a partir de um esforço conjunto do *American College of Radiology* e do *National Electrical Manufacturer's Association*. DICOM está implementado para a comunicação de imagens digitais na medicina e é uma especificação de pleno direito da camada de aplicação do Modelo OSI.

No mundo DICOM, o servidor é chamado o prestador de classe de serviço (SCP) e um cliente é chamado o serviço classe de usuário (SCU). Uma sessão de comunicações entre os dois componentes, que são chamados de aplicação entidades (AE), inicia-se através da criação de uma associação DICOM. A transferência de informação é semelhante ao protocolo das transferências dos outros ficheiros, como FTP, no entanto, apresenta uma importante diferença, o estabelecimento de comunicação inclui o atendimento comum entre o emissor e o recetor sobre as propriedades básicas do tipo de informação trocadas.

As imagens médicas podem ser obtidas em duas, três ou quatro dimensões. Relativamente a imagens 2D podem ser do corpo humano, tais como uma imagem de ultrassom ou uma única corte da tomografia computacional. É de salientar que o formato de arquivo DICOM é armazenado em duas dimensões, mesmo que seja parte de uma sequência em 3D ou 4D.

O tratamento de imagens 3D e 4D é obtido através de sequências de imagens projetadas ao longo de um plano num único *frame*.

Os tamanhos das imagens apresentadas no formato DICOM referem-se ao número de *pixéis* por coluna ou linha. O verdadeiro tamanho físico de um *pixel* (em mm ou cm) é um dado obrigatório dos elementos fornecidos se o formato de identificação for conhecido (ou a partir dos dados do dicionário ou codificados no programa de leitura de imagem).

Os valores dos *pixéis* são armazenados como números inteiros. O espaço de armazenamento reservado para um único *pixel* é um ou dois *bytes*, dependendo da imagem efetuada. Os valores da imagem médica são quantificados em função das radiografias digitais. A faixa dos valores atribuídos pode ultrapassar 256 quando a informação adquirida assim o justificar.

Relativamente à compressão de imagens médicas utilizando o padrão DICOM estas podem ser comprimidas com ou sem perdas de informação. Compactação sem perdas, como codificação de entropia resulta numa taxa de compressão de 1:2 a 1:3. A compressão com perdas atinge uma taxa muito maior. Esta encontra-se numa taxa de compressão na gama 1:10 a 1:30 (Toennies, 2012).

Quanto às imagens médicas, a compressão com perdas é uma questão difícil de se resolver. Se os dados foram comprimidos para economizar espaço de armazenamento tem de haver maneira de recuperar o conteúdo original da imagem.

Existem outras razões para a compressão de imagem como por exemplo o funcionamento em rede das imagens dentárias em que o médico num hospital, clínica ou até no domicílio pode aceder às imagens dos exames. Após a análise este decide se é necessário intervenção médica. Caso haja perda confirmada ou suspeita de perda na imagem o médico deve confirmar através da análise das imagens originais.

Apesar destes pormenores pode-se dizer que o padrão DICOM abre novas oportunidades para que a indústria de imagens médicas juntamente com os estabelecimentos de saúde possam melhorar a qualidade dos cuidados prestados aos utentes (Castiglia, et al., 2008).

Capítulo 3

Segmentação de Imagem Digital

Neste capítulo começa-se por fazer o enquadramento da segmentação de imagem dentária, no contexto do processamento digital de imagem, após o qual se apresenta de forma resumida algumas das principais técnicas de pré-processamento e de segmentação de imagens monocromáticas. Termina-se com uma breve revisão da literatura de investigação sobre o tema da segmentação de imagens dentárias.

3.1 Processamento de imagem

O Processamento de imagens digitais (PDI) é uma área da indústria médica de importância crescente. O PDI consiste na manipulação de uma imagem por computador de modo que a entrada e a saída do processo sejam ambos constituídos por uma imagem (Zeihofer, 1996).

A imagem digital é composta de um número finito de elementos, cada um dos quais tem um determinado valor. Cada elemento da imagem é designado por *pixel* ou *pel*, sendo o *pixel* o termo mais amplamente utilizado (Ohnishi, 2005).

A representação digital de uma imagem monocromática é feita através de uma função bi-dimensional $f(x, y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor f em qualquer ponto (x, y) é proporcional ao brilho (ou nível de cinzento) da imagem naquele ponto. (Ohnishi, 2005).

O modelo RGB (*red, green, blue*) permite representar digitalmente uma imagem a cor. Consiste em utilizar um vetor tridimensional para cada pixel cujas componentes represen-

tam as cores primárias: vermelho, verde e azul. Pelo que neste sistema uma imagem resulta da sobreposição de três planos (*red, green, blue*).

A área de processamento digital de imagens tem atraído grande interesse nas últimas duas décadas. A evolução da tecnologia de computação digital, bem como o desenvolvimento de novos algoritmos para lidar com sinais bidimensionais está a criar uma gama de aplicações cada vez maior (Toennies, 2012).

É de citar, que a visão é o mais avançado dos nossos sentidos, de modo que não surpreende que as imagens desempenhem o papel mais importante na percepção humana. No entanto, ao contrário dos seres humanos, que são limitados à banda visual do espectro eletromagnético (EM), as máquinas de imagiologia podem cobrir quase todo o espectro de EM, que vai desde as ondas gama até às ondas rádio (Toennies, 2012). Como resultado dessa evolução, a tecnologia de processamento digital de imagens tem vindo a ampliar os seus domínios, que incluem as mais diversas áreas, como por exemplo: análise de recursos naturais, meteorologia por meio de imagens de satélites, transmissão digital de sinais de televisão, análise de imagens biomédicas como a contagem automática de células e exame de cromossomas, análise de imagens metalográficas e de fibras vegetais, obtenção de imagens médicas por ultrassom, radiação nuclear ou técnicas de tomografia computadorizada, aplicações em automação industrial envolvendo o uso de sensores visuais em robôs, etc (Ohnishi, 2005).

Entre o processamento de imagens e a visão computacional encontra-se a área da análise de imagem, designada também por compreensão da imagem (Machado, 2012). A análise realizada pode ter três níveis de processamento informatizado: processo de baixo, de médio e de alto nível. Os processos de baixo nível envolvem operações primitivas. Consiste no pré-processamento para reduzir o ruído, o realce do contraste e ajuste de imagens. Os processos de nível médio envolvem tarefas referentes à segmentação de imagem, i.e., dividem uma imagem de entrada em partes ou objetos constituintes. Fazem a descrição dos objetos, também chamado seleção de características, procurando extrair características que resultem de alguma informação quantitativa de interesse ou que sejam essenciais para discriminação entre classes de objetos. Classificam e reconhecem de maneira a atribuir um rótulo a um objeto, baseado na informação fornecida pelo seu descritor. Por fim, os processos de alto nível envolvem a combinação dos dados. Processam o conjunto de objetos reconhecidos, analisam a imagem e, no outro extremo contínuo, desempenham as funções cognitivas normalmente associadas à visão, ou seja, envolvem a atribuição de significado a um con-

20

junto de objetos reconhecidos (Faria, 2010). A Figura 3-1 ilustra as várias interações entre operações envolvidas nos três níveis de análise de imagem anteriormente descritos.

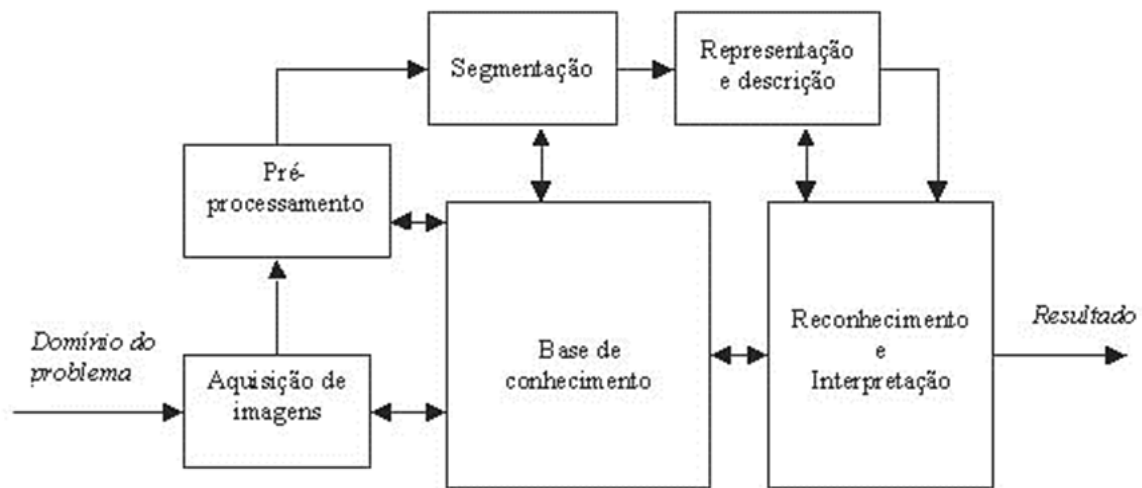


Figura 3-1: Operações envolvidas nos três níveis de análise de imagem (Faria, 2010).

3.2 Segmentação de Imagem

A segmentação consiste na divisão de uma imagem em regiões. É uma operação muito comum em processamento de imagem pois permite uma melhor visualização, manipulação assim como outras tarefas de análise de imagem. A segmentação é realizada durante a análise quantitativa de uma imagem quando são requeridos objetos ou características de uma imagem a ser identificada ou delineada (Toennies, 2012).

A segmentação é muitas vezes utilizada em conjunto com outras operações de processamento de imagem. Por vezes faz-se um pré-processamento de forma a melhorar as características da imagem que irão ser utilizadas na operação de segmentação (Figura 3-2).

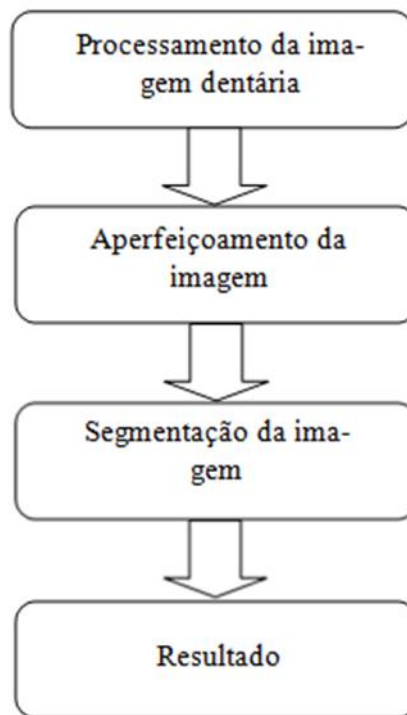


Figura 3-2: Esquema genérico do processo de segmentação.

Para extrair informações de imagens digitais é necessário, inicialmente, dividi-las em partes ou objetos que a compõem. Este processo é denominado de segmentação de imagem e pode ser formalmente definido como sendo um processo de identificação (através de um algoritmo numérico) das regiões homogêneas de uma determinada imagem e das extremidades ou limites destas regiões (Gonzalez, et al., 2008), (Bankman, 2009).

Ao subdividir a imagem nas regiões constituintes ou objetos, o nível a que a subdivisão é realizada depende do problema a resolver. Ou seja, a segmentação deve parar quando o objeto de interesse numa aplicação estiver isolado (Gonzalez, et al., 2008).

Existem vários critérios de segmentação. Quando se pretende um único objeto efetua-se uma segmentação de baixo nível. O critério da segmentação de primeiro plano consiste em extrair um único objeto da imagem independentemente da qualidade da imagem de fundo.

A segmentação hierárquica consiste em aplicar um conceito multiresolução de forma a obter um refinamento gradual. São criados inicialmente segmentos menores que o objeto. De seguida, alguns desses segmentos são fundidos em segmentos maiores de acordo com o conhecimento da aparência do objeto. A aplicação bem-sucedida desta estratégia requer que os segmentos sejam definidos por um único critério, mas desconhecendo a escala. Esta escala é encontrada através da análise dos níveis de hierarquia de segmentação.

A segmentação multicamadas, que é considerada outra técnica de multiresolução, pressupõe que existe um critério de segmentação em comum, mas que a sua escala pode variar ao longo da imagem. A segmentação é realizada em diferentes escalas, produzindo camadas de segmentos (Toennies, 2012).

Tipicamente, a segmentação de um objeto é conseguida através da identificação dos *pixels* pertencentes ao objeto ou que formam a sua fronteira. A identificação dos *pixels* baseia-se principalmente na sua intensidade, mas também noutros atributos como por exemplo a textura associada a cada *pixel* (Bankman, 2009).

As técnicas de segmentação, mais comumente usadas, podem ser classificadas em duas grandes categorias: (1) técnicas baseadas na homogeneidade da região, permitem individualizar regiões que satisfazem um dado critério, e (2) técnicas baseadas na deteção das extremidades (fronteira) de uma região, que permitem traçar os limites entre regiões com diferentes características (Ho, 2011).

3.3 Filtragem da imagem original

Um dos aspetos que pode condicionar a segmentação consiste no “ruído” da imagem. As principais origens de ruído em imagens digitais surgem durante a aquisição da imagem (digitalização) e/ou transmissão. O desempenho de sensores de imagem é afetado por uma variedade de fatores, tais como condições ambientais durante a aquisição da imagem e a qualidade dos próprios elementos dos sensores. Um dos exemplos mais característicos do

aparecimento de ruído consiste na aquisição de imagens com uma câmara digital em que os níveis de luz e os sensores de iluminação são os principais fatores que afetam a quantidade de ruído na imagem resultante.

A imagem ao ser segmentada num ambiente ruidoso apresenta intensidades indesejáveis dos *pixels* que podem comprometer a qualidade dos resultados. A filtragem é uma das técnicas de processamento comumente utilizadas para melhorar a qualidade de uma imagem sujeita a ruído. Os filtros têm como objetivo conseguir uma imagem resultante com características mais adequadas que a imagem original para uma aplicação específica como por exemplo a segmentação.

Nas imagens dentárias provenientes de raio X é por vezes difícil diferenciar certas partes do dente. Essa dificuldade é ainda maior na presença de ruído em que o contraste entre os vários tons de cinzento é muito ténue nas extremidades do dente. Nestes casos, o ruído pode ter várias origens nomeadamente as posições relativas do recetor e do dente, o movimento, cabeçote e feixe do raio X assim como a nitidez e resolução da imagem.

A filtragem por vezes também é utilizada não só para remover o ruído, mas também, para realçar características de uma determinada região da imagem de modo a facilitar a implantação das técnicas de segmentação.

3.3.1 *Filtros Gaussiano*

O filtro Gaussiano pertence à categoria dos filtros espaciais. Estes atuam diretamente sobre os valores da imagem.

O filtro Gaussiano consiste numa matriz, w , designada máscara, cujo centro percorre ponto a ponto a imagem, f . As operações do filtro são feitas diretamente nos *pixéis*. Os filtros espaciais lineares inserem em cada ponto (x, y) a soma dos produtos entre os coeficientes da matriz w e os valores correspondentes dos *pixéis*. Os filtros não lineares operam mecanicamente da mesma forma que os lineares. A diferença reside na forma como é calculado o valor atribuído ao ponto (x, y) coincidente com o centro da máscara. Estes valores não resultam da combinação linear dos valores dos *pixéis* vizinhos, mas sim de operações não lineares com esses mesmos pontos. O filtro Gaussiano é um filtro espacial linear que con-

siste em atribuir ao ponto (x, y) um valor normalizado pela curva Gaussiana de acordo com um determinado desvio padrão, σ , previamente definido. Este filtro tem o efeito de atenuar o efeito do ruído presente na imagem (Matinez, et al., 2011).

3.3.2 Filtros Passa-Altas e Passa-Baixas

Os filtros passa-altas e passa-baixas inserem-se num conjunto mais vasto de filtros que atuam ao nível das frequências dos níveis de cinzento presentes na imagem. As frequências de uma imagem são obtidas através da transformada de Fourier a duas dimensões (2D). A filtragem faz-se através de uma função 2D de transferência de filtro. A função de transferência de filtro é definida de maneira a atenuar determinadas frequências. É um filtro Gaussiano em que o desvio padrão define as frequências de corte. No filtro passa baixas é escolhida de maneira a retirar as frequências mais elevadas. No filtro passa altas é definida de maneira a retirar as mais baixas, i.e., um menos a função de transferência do filtro passa baixas. A imagem original resultante da filtragem é obtida através da transformada de Fourier inversa aplicada à função resultante da multiplicação (Gonzalez, et al., 2008).

A melhoria do contraste de uma imagem pode ser conseguida com recurso ao filtro passa-altas. O contraste da imagem pode ser melhorado com a atenuação das componentes da sua transformada de Fourier no domínio das altas-frequências. Outra consequência do filtro passa-altas reside no desaparecimento da tonalidade de fundo da imagem caso este contenha apenas baixas frequências (Gonzalez, et al., 2008). No caso da segmentação de imagens dentárias poderá ajudar a esbater a tonalidade do tecido ósseo.

3.4 Segmentação Baseada na Homogeneidade da Região

Um dos critérios mais simples utilizados na segmentação consiste em encontrar regiões a partir da homogeneidade da cor. Esta abordagem pode segmentar algumas regiões correc-

tamente mas pode falhar noutras regiões (Toennies, 2012). É comum também utilizar o critério da homogeneidade de intensidade, que é dada pela variação da intensidade dentro de um segmento.

Em alternativa à homogeneidade da intensidade utiliza-se por vezes a homogeneidade de textura. Este critério refere-se à continuidade da textura dentro de uma determinada estrutura. A textura é uma das características que serve para classificar e reconhecer objetos, podendo ser caracterizada por variações locais, i.e., em valores de *pixels* que se repetem de maneira regular e aleatória, ao longo da imagem.

Apresenta-se de seguida uma descrição resumida das principais técnicas de segmentação baseadas na homogeneidade da região.

3.4.1 Binarização

A binarização, também conhecido por método do *thresholding*, consiste em transformar uma imagem em tons de cinzento numa imagem apenas com *pixels* a preto e outros a branco. Destina-se sobretudo à separação objetos em destaque sobre fundos sombreados (ou vice-versa). Devido a sua simplicidade de implementação e velocidade computacional tem uma posição central em aplicações de segmentação de imagens. Embora a descrição deste método seja apresentada em todos os manuais de processamento de imagem, segue-se a exposição feita em (Gonzalez, et al., 2008).

Se a intensidade de uma imagem num *pixel* de coordenadas (x, y) for dada por $f(x, y)$, é definido um limiar T (*threshold*), correspondente ao valor da intensidade situado entre as duas frequências dominantes do histograma dos níveis de cinzento. Qualquer ponto (x, y) da imagem, em que $f(x, y) > T$, é considerado como ponto do objeto, sendo-lhe atribuída a cor branca. Os restantes pontos são considerados como objetos do fundo e, como tal, são apresentados a preto. Designando a imagem resultante por $g(x, y)$, pode-se resumir o processo de binarização através da igualdade

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{if } f(x, y) > T \\ 0, & \text{if } f(x, y) \leq T \end{cases} \quad (1)$$

No contexto deste trabalho, em que o objeto a segmentar consiste no dente, considera-se que os *pixéis* classificados a 0 (preto) correspondem ao dente, enquanto os *pixéis* classificados a 1 (branco) correspondem ao fundo. Define-se, pelo utilizador, um único limiar de separação porque se considera que as intensidades dos dentes e do fundo são suficientemente distintas.

Nesta tese, o limiar T é escolhido por tentativa e erro. Isto é, seleccionam-se diferentes limiares até que seja observado um bom resultado. Conjugam-se também este método com técnicas de realce de imagem, como o filtro passa-altas (ver secção 3.3.2), de maneira a obter uma maior diferença dos níveis de cinzento entre o dente e o fundo.

3.4.2 Agrupamento

O agrupamento terá sido uma das primeiras técnicas usadas para a segmentação de imagem. Segundo William Pratt (Pratt, 2001), foi usada em imagens aéreas de terrenos agrícolas para a identificação de áreas em função da cultura praticada. O agrupamento consiste em agrupar os *pixéis* em classes (*clusters*), que definem regiões da imagem, em função da semelhança entre eles. A semelhança pode ser a cor, o nível de cinzento ou outra característica considerada relevante para a identificação da região.

A grande desvantagem desta técnica reside nos elevados recursos computacionais exigidos. Efetivamente, dada a grande quantidade de *pixéis* que definem uma imagem é necessário definir uma quantidade igual de vetores com múltiplas variáveis (características do *pixel*). Os vetores são de seguida classificados em *clusters* em função das distâncias entre eles, medida numa determinada norma. Uma distância reduzida indica maior semelhança entre *pixéis*. Pelo que é necessário utilizar elevados recursos de memória para armazenar os vetores e as matrizes das distâncias entre todos eles. Por outro lado é necessário um elevado número de operações algébricas para calcular todas as distâncias.

Existem dois tipos de técnicas de segmentação designadas por hierárquicas e de otimização. Nas hierárquicas não é necessário conhecer antecipadamente o número de classes em que os dados originais serão divididos. São feitas várias partições que variam de uma única classe, contendo todos os dados, a um número de classes igual ao número de dados (Matinez, et al., 2011). No entanto, devido aos elevados recursos computacionais necessários para efetuar e armazenar todas as partições, a segmentação hierárquica é pouco usada no contexto da segmentação de imagem.

As técnicas de agrupamento por otimização baseiam-se no método do *k-means* (MacQueen, 1967). Este método particiona os dados num número k de classes, previamente definido. Para tal realiza uma sequência de duas etapas que se repetem alternadamente após a geração de uma partição inicial, por exemplo, de forma aleatória. A primeira etapa consiste em calcular o *centroide* (vetor das médias) para cada um dos k *clusters*. A segunda etapa consiste em afetar cada vetor ao *cluster* cujo *centroid* está mais próximo de forma a obter uma nova partição. Estas etapas são repetidas até que se verifique uma estabilização da partição, normalmente controlada através da minimização da soma do quadrado das normas das distâncias de todos os dados aos respetivos *centroides*. Como o número de partições possíveis é enorme não existem garantias de que o algoritmo convirja para o mínimo global (Eldén, 2007).

Tal como foi referido antes, a aplicação do método do *k-means* implica a definição prévia do número k de classes em que os dados irão ser particionados. A estimativa deste número nem sempre é fácil. Por vezes é utilizada uma estimativa heurística baseada na observação da imagem ou nos resultados pretendidos. Em alternativa, existem métodos estatísticos que podem ajudar a aferir a qualidade da partição obtida com um determinado número de *clusters*. Após a obtenção de várias partições, obtidas com diferentes valores de k , aplica-se o método de avaliação a cada uma delas de maneira a escolher a que apresenta o melhor resultado.

Um dos métodos utilizados na avaliação de partições consiste no método da “largura de silhueta” (Kaufman, et al., 1990). Este método consiste em calcular a semelhança de cada vetor com os restantes vetores do seu *cluster*, assim como, os vetores situados nos restantes *clusters*. Estas medições são utilizadas para calcular um valor designado por “largura de silhueta” que varia entre -1 e 1. Valores próximos de -1 indicam que o vetor é mais semelhante a vetores fora do seu *cluster*, enquanto valores próximos de 1 indicam que está bem

classificado. Fazendo a média da “largura de silhueta” para todos os dados obtemos um indicador da qualidade da classificação. Quanto maior for o valor médio da “largura de silhueta” melhor será o agrupamento. Pelo que se deve escolher a partição que tiver o melhor valor deste indicador. Este método é contudo muito exigente computacionalmente o que inviabiliza a sua utilização nos casos da classificação envolver uma grande quantidade de dados. Para além de exigir uma grande quantidade de partições, implica comparar cada vetor com todos os restantes.

3.5 Segmentação Baseada na Detecção das bordas

Outro aspeto a ter em conta na segmentação consiste em recorrer aos critérios de fronteira em vez dos critérios de região. Nesta secção apresenta-se de forma sumária os métodos baseados na detecção do contorno do objeto a segmentar, selecionados para este trabalho.

3.5.1 Morfologia Matemática

As técnicas incluídas na morfologia matemática não são propriamente técnicas de segmentação. Contudo podem ser utilizadas para melhorar o contorno do objeto a segmentar. Neste trabalho foram utilizadas para melhorar o contorno dos dentes resultantes da binarização.

A morfologia matemática inclui um conjunto de técnicas capazes de melhorar a representação de objetos previamente destacados. De entre elas destacamos a dilatação e a erosão. A dilatação permite que os objetos se expandam de forma a preencher zonas atribuídas ao fundo da imagem. A erosão é uma operação com efeitos contrários aos da dilatação, retira *pixéis* ao objeto e atribuiu-os ao fundo.

Embora estas operações possam ser utilizadas em imagens em tons de cinzento, neste trabalho apenas são utilizadas em imagens binárias (preto e branco). Do ponto de vista matemático consistem em percorrer a imagem com uma matriz designada por “elemento estruturante”. Nessa matriz está definida uma geometria que indica onde se deve preencher ou

apagar sempre a origem (centro) do elemento estruturante que interseja *pixéis* pertencentes ao objeto (dente neste caso). A Figura 3-3 um “elemento estruturante” em forma de cruz com 3 *pixéis*. A descrição destas técnicas pode ser encontrada em todos manuais de segmentação de imagem como por exemplo (Gonzalez, et al., 2008).

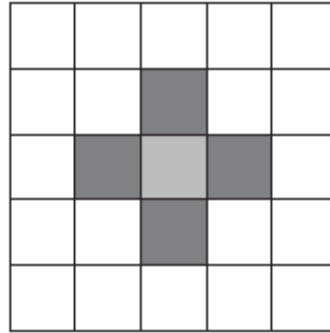


Figura 3-3: Elemento estruturante em forma de cruz com 3 *pixéis*.

A operação que combina uma erosão seguida por uma dilatação é denominada por abertura. Esta combinação tem a capacidade de criar espaços no objecto a destacar (dente neste trabalho). É uma das sequências mais vulgarmente utilizadas para a remoção das linhas finas e isoladas devidas ao ruído. Ao executar as mesmas operações na ordem contrária (dilatação seguida de uma erosão) obtém-se um resultado diferente que é designado por fecho. O fecho tem como objectivo tapar vazios no interior do objecto a destacar. Mais detalhes sobre estas operações podem ser encontradas em (Gonzalez, et al., 2008).

3.5.2 Detetor de Extremidades de Canny

A fronteira entre os objetos pode ser definida pelo contraste entre estes, através dos gradientes de alta intensidade verificados nos extremos dos objetos a segmentar. Pelo que os limites podem ser localizados através do cruzamento dos zeros da segunda derivada da função intensidade (Toennies, 2012).

A detecção de bordas é uma das abordagens mais utilizada para a identificação das maiores discontinuidades nos valores da intensidade de uma imagem. Tais discontinuidades são detetadas através das primeiras e das segundas derivadas da função que define a intensidade da imagem $f(x, y)$. A derivada de primeira ordem consiste no vetor gradiente

$$\nabla f = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (2)$$

Através do gradiente obtém-se a direção de maior variação da intensidade, i.e., a direção da extremidade. A derivada de segunda ordem é o Laplaciano

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (3)$$

Através dos zeros do Laplaciano obtém-se os pontos de maior variação da intensidade. Os métodos de segmentação baseados na detecção das extremidades procuram lugares de uma imagem onde a intensidade muda rapidamente. Esses lugares são identificados através de dois critérios. O primeiro consiste em encontrar lugares onde o comprimento do vetor gradiente é maior do que um pré-determinado valor (limiar de intensidade). O segundo procura lugares correspondentes a zeros do Laplaciano (Gonzalez, et al., 2008).

Segundo (Gonzalez, et al., 2008), método de detecção de extremidades de Canny, também conhecido por filtro de Canny, atua em quatro etapas:

- Suaviza a imagem através de um filtro Gaussiano com um determinado desvio padrão, σ , para reduzir o ruído.
- Cálculo do gradiente e da direção da extremidade em cada ponto da imagem. Definem-se os pontos extremos como sendo aqueles onde o gradiente apresenta máximos locais.
- Os pontos determinados na etapa anterior originam cumes na imagem das magnitudes do gradiente. O algoritmo segue esses cumes e elimina todos os *pixéis* não per-

tencentos à linha de cumeada de maneira a obter como output uma linha fina. De seguida os pontos sobre a linha são classificados em função de dois níveis previamente definidos, T_1 e T_2 , com $T_1 < T_2$. Os *pixéis* do cume com valores maiores do que T_2 são considerados pontos “fortes” de extremidade. Os pontos do cume com valores entre T_1 e T_2 são considerados pontos “fracos” de extremidade. Os restantes pontos de cumeada menores do que T_1 são eliminados.

- Finalmente, o algoritmo procede à ligação dos pontos de extremidade adicionando aos pontos “fortes” os pontos “fracos” mais próximos.

3.5.3 Contornos Ativos

O método dos contornos ativos consiste em deformar sucessivamente contornos aproximados do objeto até que este coincida com as extremidades do objeto. Para o efeito parte-se de um contorno inicial definido pelo utilizador. Dentro dos métodos dos contornos ativos existem várias abordagens. Uma dessas abordagens consiste em utilizar o modelo de *Chan-Vese* (Getreuer, 2012). O modelo *Chan-Vese* baseia-se na minimização de uma função energia que tem em conta as variações de intensidade da imagem. Considera-se que a energia é minimizada quando a média das intensidades fora e dentro do contorno ativo atinge a diferença máxima. Pelo que o modelo de *Chan-Vese* permite seccionar a imagem em duas partes distintas: fora e dentro do objeto a segmentar.

Este método é iterativo e parte de uma curva inicial fechada definida pelo utilizador. Esta curva é normalmente definida através das coordenadas de uma janela em qualquer posição da imagem. Contudo, uma boa localização desta janela sobre o objeto pode ajudar a convergir mais rapidamente. O número de iterações deve ser suficiente grande de maneira a permitir que o método atinja o mínimo global, i.e., o contorno do objeto. A técnica dos contornos ativos, em particular o método de *Chan-Vese*, não está incluída na maior parte dos manuais de segmentação de imagem. Neste trabalho utilizaram-se as informações disponíveis em (Cohen, 2010) e (Getreuer, 2012).

3.6 Problemas da segmentação de imagens dentárias

Com base no que foi observado no segundo capítulo assim como na primeira parte do terceiro faz-se aqui um resumo das potenciais dificuldades existentes na segmentação de imagens dentárias.

O principal problema da segmentação de imagens médicas, no caso do presente estudo as dentárias consiste em não haver uma técnica de segmentação padrão que possa produzir resultados satisfatórios para qualquer tipo de imagem. É necessário desenvolver abordagens específicas em função do problema a resolver, combinando várias técnicas de processamento de imagem. Sucendendo por vezes o caso de haver métodos que funcionam bem em certas imagens e não noutras. Pelo que antevemos que a eficiência de um método depende muito da aplicação final e raramente se pode generalizar.

Existem vários algoritmos para segmentar imagens e existem diversos métodos para realizar esta tarefa com o objectivo de separar determinadas regiões. Sendo uma das principais dificuldades no processo de segmentação a homogeneidade dos objectos que constituem uma imagem, o grau de fidelidade entre a imagem segmentada e a imagem original bem como a precisão com que a delineação obtida percorre as descontinuidades da imagem (Ohnishi, 2005 p. 5).

Em particular, na segmentação de imagem dentária existem diversas dificuldades: umas relacionadas com o próprio processo de aquisição da imagem, outras relativas à morfologia dentária patente na imagem.

Na classe de dificuldades inerentes ao processo de aquisição inclui-se o ruído, característico da aquisição, devido quer ao próprio aparelho de raio X quer ao movimento humano. Outro fator importante é a definição da imagem. A qualidade da imagem radiológica é afectada pela variação angular dos feixes, pela intensidade dos raios X e pela quantidade absorvida pelo organismo, entre outros. Por outro lado a resolução da imagem depende também do equipamento utilizado. Existem atualmente equipamentos que permitem obter imagens dentárias de elevada definição. Contudo, esses equipamentos são pelo momento pouco generalizados.

Na classe de dificuldades inerentes à morfologia inclui-se a grande variedade de formas dos dentes, não só no próprio indivíduo mas também entre diferentes indivíduos. Outro problema que ocorre frequentemente, consiste na sobreposição de dentes devido ao facto de estes estarem encostados. Nestes casos é muito difícil estabelecer uma fronteira entre dois dentes vizinhos. Por fim, uma das maiores dificuldades, presente em todas as imagens dentárias, consiste em distinguir a raiz do dente do tecido ósseo. Efetivamente, na zona inferior do dente os tons de cinzento são muito semelhantes na parte correspondente ao osso e na parte correspondente à raiz. Este problema pode ainda ser realçado pela existência de patologias nesta zona.

3.7 Breve revisão da literatura científica

Luís Coelho e Augusto Silva publicaram em 2005 um estudo acerca da análise digital de imagens para facilitar o diagnóstico de diversas patologias (Coelho, et al., 2005). Foram implementadas três técnicas para obtenção do contorno de dentes a partir de radiografias dentárias. A primeira usa a informação do gradiente da imagem, a segunda usa modelos probabilísticos da distribuição de intensidade e a terceira usa os modelos deformáveis (GVF *Snakes*). Os algoritmos são validados na deteção do contorno da coroa assim como do nível da gengiva. Conclui-se que é possível determinar os contornos de qualquer dente proveniente de uma radiografia dentária. Os contornos detetados determinam várias características morfológicas do dente de modo a avaliar diversas patologias do foro estomatológico. Os resultados obtidos foram satisfatórios, verificando-se assim que o sistema desenvolvido correspondeu às expectativas impostas no início deste trabalho.

Tiilikainen apresenta um trabalho onde efetua a localização dinâmica do contorno de vários objetos através da técnica designada por *Snakes* (Tiilikainen, 2007). Os resultados da aplicação dos algoritmos *Snake* e *Greedy Snake* sobre as imagens de teste mostram que os contornos são determinados de forma satisfatória. Contudo, apresenta algumas limitações na deteção de contornos côncavos. É igualmente salientado que a curva de *Snake* inicial tem de ser colocado junto do contorno, sendo necessário ajustar manualmente os seus parâmetros.

S. Shah, A. Abaza, A. Ross e H. Ammar realizaram um estudo sobre segmentação automática de dentes usando contornos ativos sem fronteiras (Abaza, et al., 2006). Neste trabalho a estimativa do contorno baseia-se na intensidade da região correspondente à imagem do dente utilizando os modelos de contorno ativo. Esta técnica pode extrair o contorno da região na presença de ruído, assim como na ausência de gradientes da imagem bem definidos. Além disso, os contornos paramétricos podem não ser capazes de dividir ao encontrar mínimos locais da região, sendo necessário resolver estas limitações usando contornos ativos sem arestas. Os resultados experimentais em imagens dentais confirmam a eficácia e a precisão da técnica. Por fim, é de referir que o contorno inicial pode residir em qualquer parte da imagem e não tem de se aproximar do limite do dente, como ocorre no caso das técnicas baseadas nas *Snakes*.

João Oliveira efetuou um estudo sobre deteção de cáries a partir de imagens dentárias panorâmicas em raio X (Oliveira, 2009). Com base na entrada de radiografias panorâmicas foi possível identificar lesões difíceis de identificar a olho nu. Este estudo consistiu em três diferentes fases. A primeira é baseada na avaliação estatística das imagens para definir um ROI (Região de interesse) reconhecendo a região de interesse e retirando da imagem os ossos nasais e queixo. A segunda fase foi dividida em duas subetapas: a primeira deteta as lacunas com contornos ativos e a segunda separa os dentes com a extração dos pontos mínimos obtidos após retirar os contornos do passo anterior. A terceira fase segmenta a imagem de cada dente extraído na etapa anterior. Esta última etapa é também subdividida em duas subetapas: a primeira também utilizou contornos ativos para o segmento da fronteira do dente e a segunda a extração de características dentárias com a localização da cárie dentária. Para finalizar, foram apresentados todos os resultados adquiridos pelos diferentes tipos de testes, realizados em cada etapa do método.

No artigo (Said, et al., 2001) foi descrito o problema da segmentação de filmes radiográficos odontológicos através de duas abordagens. Uma para a segmentação automática e outra para o aperfeiçoamento de imagens dentárias, onde são eliminados os problemas de resolução e de iluminação de diferentes tipos de imagens provenientes de raio X. São combinados dois algoritmos para a obtenção da segmentação. O primeiro algoritmo baseia-se numa filtragem morfológica do modelo e o segundo baseia-se em *wavelets* de maneira a detetar fronteiras. Os resultados obtidos pela filtragem morfológica são satisfatórios comparativamente aos resultados obtidos através da segmentação baseada em *wavelets*. No entanto, em

alguns tipos de imagens a segmentação por *wavelets* foi necessária para capturar as fronteiras finas entre os dentes. Efetivamente, a propriedade multiresolução permite distinguir certos contornos que os filtros morfológicos não conseguem. Por fim, é de salientar, que esta proposta faz parte de um sistema de identificação automática de odontologia para localizar desaparecidos e identificar indivíduos com base nas suas características dentárias.

No artigo de Pourghassem e Mahmoodian foram utilizados contornos ativos modificados para fazer a segmentação das mandíbulas superiores e inferiores em imagens provenientes de raio X (Pourghassem, et al., 2011). Inicialmente este algoritmo recorta a imagem manualmente utilizando imagens *bitewing* e panorâmicas de uma base de dados transformando posteriormente a imagens em tons de cinza. De seguida, é utilizado a morfologia matemática para melhorar a segmentação das imagens. É feita a subtração da imagem original com a imagem obtida através de operações morfológicas. Por fim, através do método dos contornos ativos faz-se a separação da parte superior da parte inferior da mandíbula. O algoritmo foi testado sobre uma base de dados de imagens dentárias padrão. Verificou-se que este método é sensível ao aumento do número de iterações que provoca menor precisão nas imagens. Conclui-se também que ao colocar a janela do contorno inicial no centro da imagem a precisão aumenta em comparação com as situações em que é colocada de lado. A redução da janela também conduz a uma menor precisão.

Ohnishi e Maio propõem no artigo (Ohnishi, 2005) um novo método, baseado no processamento de imagem, para o diagnóstico precoce da formação de microestruturas dentárias. Neste trabalho foram desenvolvidas técnicas de segmentação de imagem que recorrem à transformada de Hough, para detetar padrões circulares nas microestruturas dentárias, assim como a técnicas de classificação Bayesianas para identificar os portadores de diferentes estruturas dentárias. Os resultados do estudo evidenciam a qualidade do método. A adoção do padrão DICOM possibilita que este método possa ser útil para o uso em ambientes clínicos especializados.

No artigo (Xu, et al., 1997), Xu e Prince definem as curvas paramétricas utilizadas na técnica das *Snakes* através do vetor gradiente de fluxo. Este vetor consiste numa nova força externa para as *Snakes* e é designado por GVF (Força do vetor gradiente). Os GVF são campos vetoriais densos obtidos através da minimização da energia funcional da imagem. As *Snakes* ativas resultantes são curvas definidas dentro de um domínio da imagem que podem mover-se sob a fluência das forças internas, ou seja, dentro da curva em si. As for-

ças externas são derivadas a partir dos dados da imagem. Ambas as forças são definidas para que a *Snake* se ajuste a uma fronteira do objeto ou outras características dentro da imagem. Este modelo é usado em muitas aplicações: detecção de fronteiras, modelagem de forma, segmentação, monitorização, etc. Os resultados mostram que este método permite uma maior flexibilidade na convergência inicial da *Snake*.

No trabalho (Bansal, 2012) aborda-se a segmentação de dentes com vista à identificação a partir de radiografias odontológicas. As técnicas utilizadas para a segmentação baseiam-se no realce, conectividade, morfologia matemática e na extração de características. Concluiu-se que a automação completa do processo de segmentação não é a mais adequada, no entanto, apresenta algum potencial se for aplicado num único dente.

O sistema de inferência *Fuzzy*, usando a textura das imagens, é utilizado na segmentação de dentes no artigo (Lai, et al., 2008). Os autores propõem segmentar o dente automaticamente usando características de textura em vez da intensidade primitiva ou da fronteira. Inicialmente recorrem ao realce da imagem, com base na medição de homogeneidade e de seguida aplicam a inferência *Fuzzy* para prever quais os *pixéis* que pertencem à imagem. Finalmente, a região de crescimento com a base de inferência obtém a forma completa do dente. Os resultados experimentais propostos neste estudo apresentam melhorias comparativamente com os métodos de intensidade direta.

Capítulo 4

Segmentação Automática de Imagens dentárias

Neste capítulo apresentam-se os resultados da aplicação das técnicas de segmentação testadas. Estas estão divididas em três grupos correspondentes a três secções. O primeiro grupo (secção 4.1) consiste na binarização assim como num conjunto de operações utilizadas em seu complemento. No segundo grupo (secção 4.2) incluímos os resultados obtidos com a técnica de agrupamento e, no terceiro (secção 4.3), os resultados obtidos com o método dos contornos ativos. Os testes foram todos efetuados com o *software* Matlab[®], recorrendo à *toolbox* de processamento de imagem IPT (Matlab, 2010).

Os testes foram efetuados sobre um conjunto de quatro imagens provenientes de radiografias dentárias apicais disponibilizadas em páginas dispersas da internet. A escolha destas imagens teve em conta certas particularidades evidenciadas em cada uma delas. Essas imagens são apresentadas na Figura 4-1.

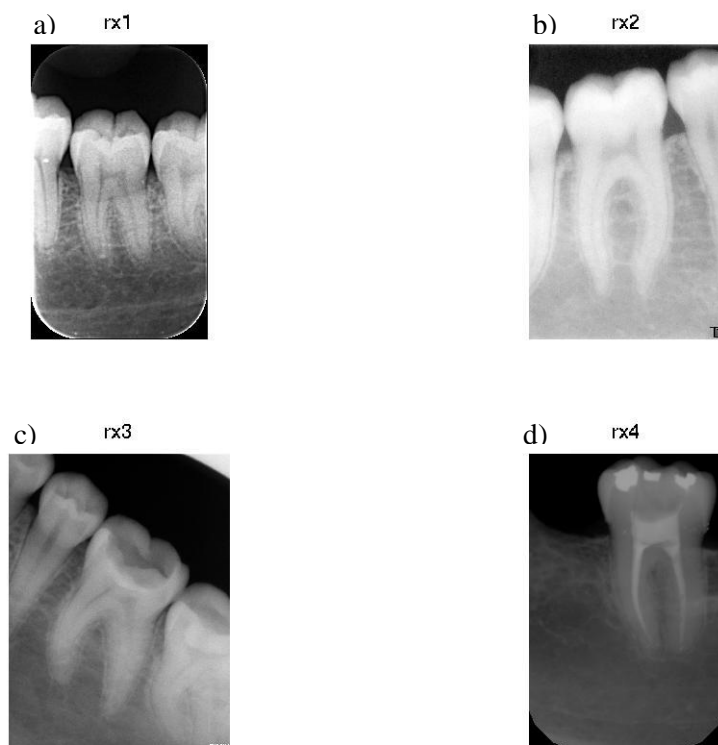


Figura 4-1: Representação das radiografias dentárias apicais a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.

4.1 Binarização com Pré-Processamento

Nesta secção recorre-se a várias técnicas de processamento de imagem digital em conjunto com a binarização para segmentar a parte dos dentes em imagens obtidos por radiografia dentária apical. As imagens são inicialmente filtradas no domínio das frequências através do filtro passa-altas. De seguida, são binarizadas de acordo com um limiar definido em função da imagem. Segue-se a suavização dos contornos dos dentes através de operações morfológicas (dilatação e erosão). Por fim é aplicado o filtro de Canny de forma a obter a delineação do contorno dos dentes.

Inicialmente, a imagem radiológica sofre alteração de contraste através da aplicação de um filtro passa-altas (ver secção 3.3). Numa imagem digital os extremos dos segmentos estão associados a elevadas diferenças de frequências. A aplicação deste filtro, ao mesmo tempo

que intensifica os contornos, atenua regiões com frequências mais baixas. Este filtro foi aplicado através de um programa Matlab onde é necessário definir a frequência de corte.

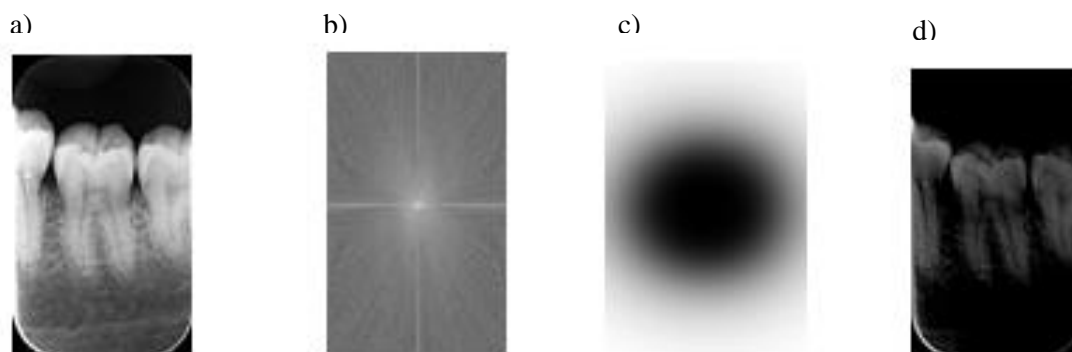


Figura 4-2: a) imagem rx1, b) transformada de Fourier, c) filtro passa-altas, d) imagem filtrada.

A Figura 4-2 ilustra a sequência de operações conducente à filtragem da imagem rx1 pelo filtro passa-altas. A operação começa com a passagem para o domínio das frequências através da transformada de Fourier (imagem b). De seguida é aplicado o filtro Passa-altas (imagem c) definido com um desvio padrão de 200, que corresponde também à frequência de corte. Finalmente, aplica-se a transformada de Fourier inversa para voltar ao domínio espacial e se obter a imagem original filtrada (imagem d). Observa-se que a aplicação do filtro passa-altas faz atenuar as mais altas intensidades nos tons de cinzento. Em consequência do escurecimento da imagem desaparece da imagem a parte correspondente ao tecido osseo, provocando o isolamento parcial do dente.

Na Figura 4-3 aplicou-se o filtro passa-altas à imagem rx2. Neste caso o melhor resultado foi obtido com uma frequência de corte igual a 10 uma vez que a imagem apresenta tons muito claros. Observa-se que após a filtragem a imagem apresenta os contornos mais bem definidos.



Figura 4-3: a) imagem original rx2, b) imagem filtrada.

A imagem de teste rx3 apresenta elevadas intensidades nos tons de cinzento, sendo necessário definir uma frequência de corte baixa para se conseguir um maior contraste entre o dente e a zona envolvente. Como existem intensidades semelhantes no dente e no tecido ósseo, a utilização de frequência de corte elevadas conduz ao desaparecimento de partes do dente juntamente com a zona envolvente. Na Figura 4-4 apresenta-se a imagem rx3 e a resultante do filtro passa-altas obtida com uma frequência de corte de 2. Comparativamente com a imagem original, a imagem filtrada apresenta um contraste mais definido do dente em relação ao conjunto da imagem.



Figura 4-4: a) imagem original rx3, b) imagem filtrada.

No quarto caso testado, correspondente à imagem rx4, o único dente presente contém um tratamento endodôntico, que consiste na substituição do conteúdo dos canais e da câmara pulpar (nervos e vasos sanguíneos) por materiais de obturação como neste caso cimento e gutta-percha. Na Figura 4-5 observa-se que o filtro passa-altas com uma frequência de corte de 2 resulta no realce de todas as estruturas dentárias bem como da radiopacidade dos canais do dente desvitalizado. É de referir ainda, que nesta imagem os ligamentos periodontais (em torno das raízes) são bem visíveis.



Figura 4-5: a) imagem original rx4, b) imagem filtrada.

Como se pode visualizar nas imagens a cima, a aplicação do filtro passa-altas salienta os contornos e atenua as frequências baixas. O efeito visual deste tipo de filtro é também tornar as transições entre diferentes regiões numa imagem mais nítidas. A imagem resultante apresenta contornos bem mais definidos que a original.

Após a filtragem das frequências altas fez-se a binarização (ver secção 3.4.1) das imagens resultantes com a finalidade de obter uma segmentação do *foreground* (dentes) e do *background* (tecido ósseo e fundo da imagem). Como foi referido na secção 3.4.1, este método consiste em examinar os valores da intensidade de cada *pixel* e compará-lo com um valor limiar (*threshold*). Se o valor da intensidade do *pixel* for maior que o *threshold* então será

classificado como um *pixel* do dente. Caso tenha um valor inferior será considerado como pertencente ao fundo.

Os resultados da binarização das imagens de teste estão presentes na Figura 4-6. Foram utilizados diferentes valores do *threshold* conforme a imagem de teste. Para a imagem rx1 definiu-se um valor de 0,48, para rx2 de 0,84, para rx3 de 0,47 e para rx4 de 0,56. A definição destes valores foi obtida a partir de uma série de testes preliminares. Sendo escolhidos os que conduzem a uma melhor separação da parte correspondente ao dente.

Em resultado da binarização obtém-se a separação de cada imagem em duas grandes regiões, uma corresponde aproximadamente aos dentes e a outra ao tecido ósseo e fundo da imagem. Na Figura 4-6 observa-se que na região da coroa do dente a definição dos contornos é mais nítida do que na região da raiz, observando-se uma segmentação razoável da coroa no caso das imagens rx2 e rx4. No entanto, no caso de a coroa apresentar uma tonalidade mais sombreada, como é o caso da imagem rx3, não se consegue obter o seu contorno dada esta parte ser incluída na região correspondente ao fundo. A parte sombreada da coroa poderá corresponder à parte superior do dente apanhada em perspetiva pelo raio X.

A separação entre as regiões correspondentes à raiz e ao tecido ósseo é mais difícil de fazer do que na parte superior do dente. Observa-se uma grande irregularidade na delimitação das duas regiões. Isto deve-se ao facto dos *pixéis* pertencentes às duas regiões terem níveis de cinzento muito próximos. Esta situação é particularmente importante no caso da imagem rx1, tal como se pode observar na imagem a) da Figura 4-6.

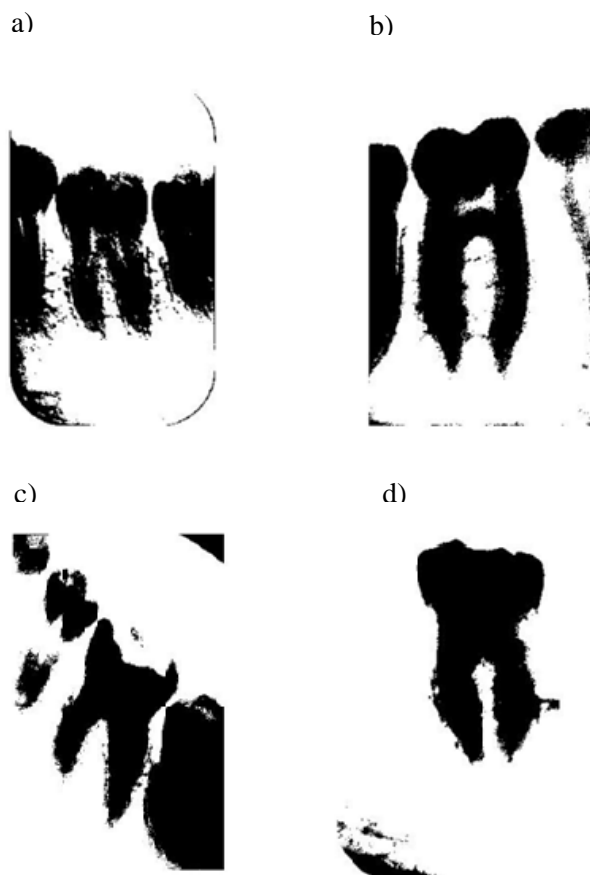


Figura 4-6: Binarização a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.

No sentido de melhorar o contorno do dente resultante da binarização, em particular na região da raiz, aplicaram-se as operações morfológicas dilatação e erosão (ver secção 3.5.1) através da utilização de um elemento estruturante circular. Como se pode visualizar nas Figura 4-7 e Figura 4-8 a ocorrência de uma dilatação permite que o dente “cresça” ou “engrosse”, enquanto a erosão permite que o dente “encolha” ou “afine” nas bordas.

Em resultado da aplicação da dilatação na imagem rx1, imagem a) da Figura 4-7, este vai fazer com que partes dessas lacunas fiquem preenchidas, isto é possível ao utilizar um elemento estruturante circular de raio 1, recuperando assim as falhas existentes nos extremos do dente. Posteriormente, é empregue a erosão, imagem a) Figura 4-8. Esta vai auxiliar na eliminação dos detalhes irrelevantes existentes nas bordas do dente. Foi utilizado um elemento estruturante com a mesma forma do da dilatação mas com um raio superior, igual a 6. Uma dilatação seguida de uma erosão é também conhecida por técnica do fecho.

Aplicou-se a mesma metodologia às imagens rx2, rx3 e rx4, alterando-se apenas os raios dos elementos estruturantes circulares. Observa-se em geral que a dilatação provoca o preenchimento dos espaços que se encontram dentro do dente e o desaparecimento de zonas externas ao dente que lhe tinha sido afetadas pela binarização (ver Figura 4-7). Em consequência observa-se uma figura onde a separação entre as duas zonas aparece de forma mais nítida e aperfeiçoada.

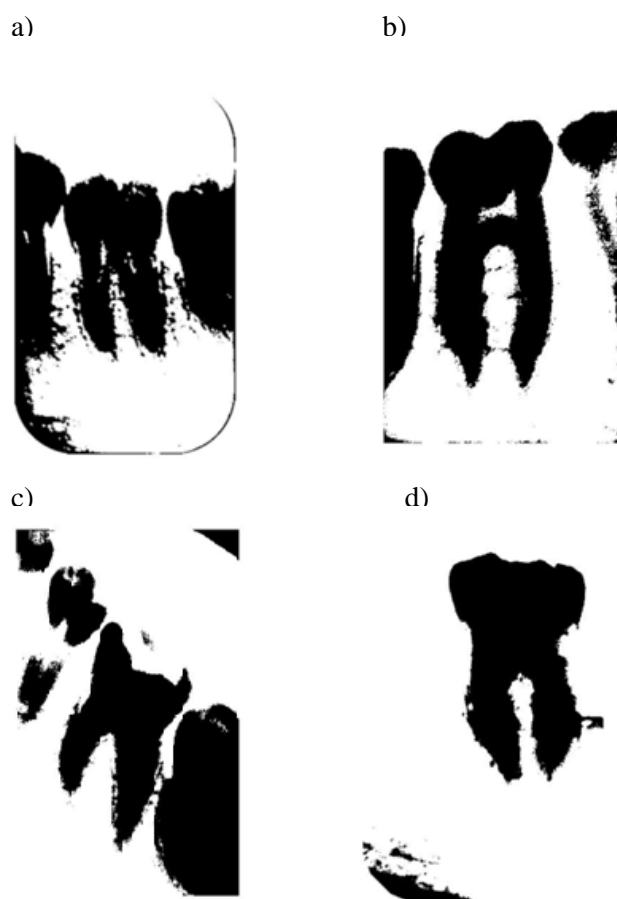


Figura 4-7: Dilatação a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.

A erosão aplicada após a dilatação resulta nas imagens apresentadas na Figura 4-8. Observa-se em geral que esta operação morfológica conduz à eliminação de detalhes irrelevantes da imagem, em particular no contorno do dente. A definição da fronteira do dente é aperfeiçoada na zona da raiz devido à regularização dos contornos.



Figura 4-8: Erosão a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.

Após as operações morfológicas aplicou-se o detetor de extremidade, também conhecido por filtro, de Canny de maneira a obter os contornos que definem a geometria dos dentes (ver secção 3.5.2). Nesta implementação, tem-se uma mascara 3x3 que percorre os pontos da fronteira do dente em busca das variações máximas da tonalidade de cinzento.

A Figura 4-9 apresenta os resultados da aplicação do filtro de Canny às quatro imagens de teste. Em cada um dos casos representa-se a branco as arestas consideradas como lugares de maior contraste. A definição do contorno dos dentes não é completa devido ao facto de haver porções do contorno real que são perdidas devido ao sombreamento na parte superior dos dentes. A delineação do contorno do dente não é completa. A sua eficiência está muito dependente das técnicas aplicadas anteriormente. Contudo permite obter uma visualização genérica da geometria da orla do dente.

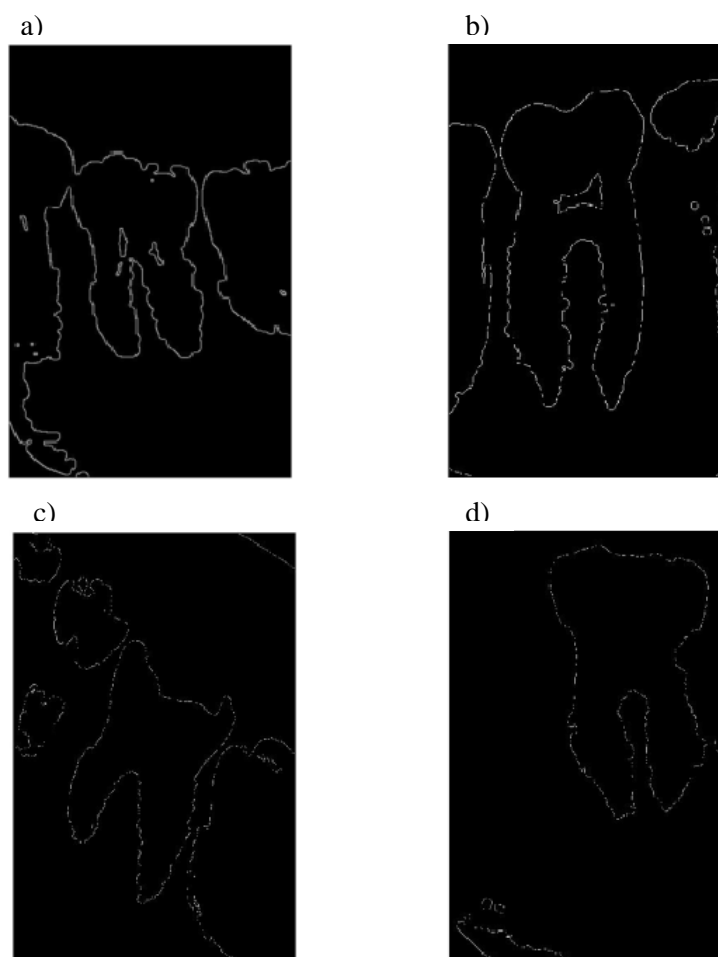


Figura 4-9: Filtro de Canny, a) rx1, b) rx2, c) rx3, d) rx4.

Os contornos obtidos pelo filtro de Canny podem ser melhorados através da definição de curvas de nível que ligam as arestas correspondentes obtidas por este filtro (Figura 4-9). Esta tarefa pode ser feita no Matlab através da função *imcontour*. Esta função permite assim completar o contorno do dente resultante do filtro de Canny. Os resultados da aplicação desta técnica são apresentados na Figura 4-10, onde os contornos finais são sobrepostos com as imagens originais.

Na Figura 4-10 pode-se observar um contorno suavizado que coincide com grande parte do dente a segmentar. A curva que contorna o dente define a sua geometria. Esta curva não coincide com a extremidade do dente em algumas parte em que a imagem original é sombreada, sobretudo na parte superior dos dentes, em particular no caso da imagem rx3.

A zona da raiz, onde a distinção entre dente e osso é muito difícil mesmo à vista humana, consegue-se obter contornos que descrevem de forma razoável a geometria do dente. A

zona inferior da raiz é contudo a mais difícil de segmentar como se pode observar na imagem rx1 da Figura 4-10. Observa-se também o aparecimento de enclaves no interior do dente correspondentes a zonas de nervo, mais escura, como por exemplo na imagem rx1 e rx2. Na imagem rx3 verifica-se que a imagem tem uma resolução muito mais elevada comparativamente com as outras três radiografias testadas. O contorno é detetado na zona da raiz contudo como a radiografia foi retirada numa angulação incorrecta a zona da coroa não satisfaz o delineamento pretendido. Contudo quando existem zonas interiores mais claras, como é o caso dos canais dentários após o tratamento endodôntico, a técnica aplicada resulta no contorno do dente e não no realce dos pormenores imagiológicos do tratamento (ver imagem rx4).

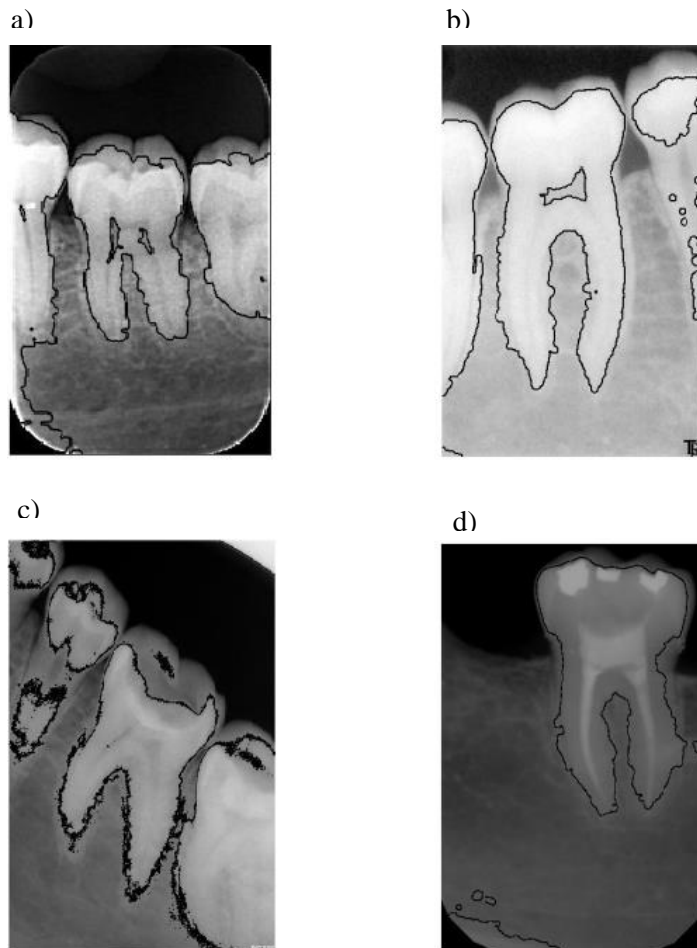


Figura 4-10: Imagens originais com contorno sobreposto, a) rx1, b) rx2, c) rx3 e d) rx4.

4.2 Agrupamento

Nesta secção apresentam-se os resultados obtidos com a técnica do agrupamento através do método *k-means* aplicado à segmentação de dentes nas quatro imagens de teste apresentadas no início deste capítulo (rx1, rx2, rx3 e rx4). Tal como foi referido na secção **Erro! A rigem da referência não foi encontrada.**, o agrupamento consiste em classificar os *pixéis* da imagem em função da sua tonalidade de cinzento.

A aplicação desta técnica baseia-se no pressuposto de haver homogeneidade na tonalidade de cinzento nas áreas correspondentes aos dentes. Nessa situação é legítimo esperar que uma das classes resultante da classificação corresponda ao dente. Contudo, nem sempre a região correspondente ao dente apresenta a mesma tonalidade. Como foi referido anteriormente, existem zonas de sombreado no interior do dente e na sua periferia que são responsáveis pelas quebras de tonalidade e consequentemente da homogeneidade da região a segmentar.

A homogeneidade vai também depender da imagem devido ao raio X efetuado previamente. No entanto, podemos observar que nas imagens provenientes de radiografias dentárias, existem normalmente três grandes tonalidades de cinzento. A mais clara corresponde a zona do dente, a intermédia corresponde à zona do tecido ósseo e a mais escura corresponde ao fundo por trás da coroa. Como já foi referido na secção anterior, é normalmente difícil distinguir a parte correspondente ao osso da parte correspondente à raíz.

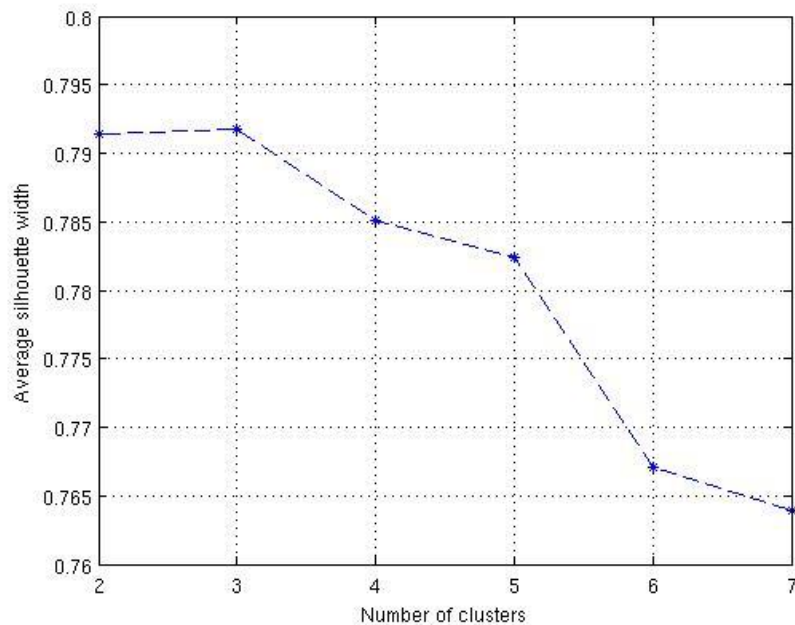


Figura 4-11: Largura média de silhueta da imagem rx1.

Através da aplicação do método da largura média de silhueta podemos obter uma estimativa do número ótimo de classes em que a imagem se decompõe de acordo com os tons de cinzento mais frequentes. Quanto maior for o valor da largura média de silhueta melhor será a classificação. Calculando o seu valor para diferentes classificações, obtidas com diferentes números de classes (de 2 a 7, neste caso), podemos obter uma estimativa do número ótimo de classes. O número de classes resultante está diretamente relacionado com número de tonalidades mais frequentes, pelo que em alternativa poderia utilizar-se um histograma de frequências da tonalidade de cinzento da imagem. Contudo o método da largura de silueta trabalha diretamente com os dados resultantes da aplicação do método do k-means e como tal permite aferir diretamente a qualidade da classificação obtida.

Representa-se na Figura 4-11 os valores médios da largura de silhueta para diferentes decomposições da imagem rx1. Verifica-se que o valor mais alto ocorre para a decomposição em três classes. Embora este valor esteja muito próximo do verificado para a decomposição em duas classes, este resultado mostra que, em termos de tonalidade, a imagem é composta por três grandes zonas correspondentes aos dentes, ao tecido ósseo e ao fundo escuro.

A divisão da imagem rx1 em três classes pelo método do *k-means* está ilustrada na Figura 4-12. Tal como previsto, as três classes correspondem essencialmente às partes do osso, do fundo e do dente. Neste caso a classe 1 inclui grande parte da zona do osso mas também as partes sombreadas do dente correspondentes à coroa e à zona interna do nervo. A classe 2 inclui apenas o fundo da imagem em torno da coroa. Pelo que esta classe pode ser utilizada para definir a fronteira superior do dente. A classe 3 inclui maioritariamente a região definida pelo dente e algumas pequenas partes do tecido ósseo.

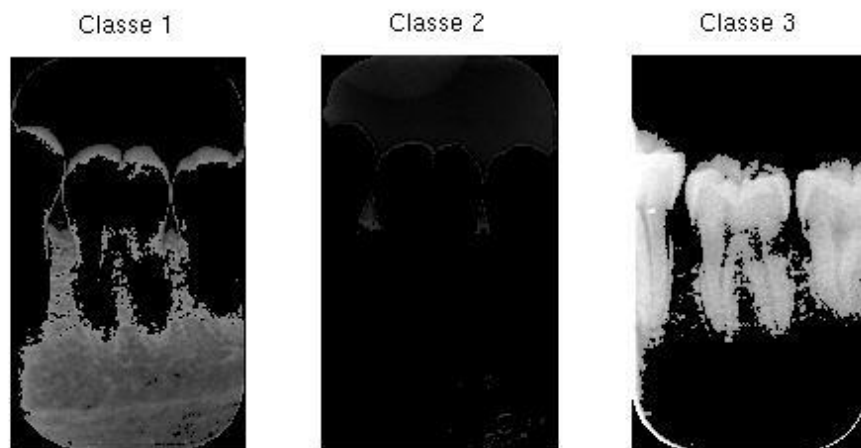


Figura 4-12: Regiões resultantes da clusterização de rx1 em 3 classes.

Os resultados obtidos com a classificação de rx1 em 3 classes mostram que as classes 2 e 3 não conseguem separar perfeitamente o dente do osso. Isto deve-se ao facto de existir tonalidades semelhantes em ambas as partes da imagem. Os resultados ilustrados na Figura 4-12 foram obtidos utilizando a norma-2 (também designada por Euclidiana) para medir a proximidade dos *pixéis* em termos de tonalidade. Este aspeto faz com que *pixéis* valores de tonalidade próximos sejam incluídos na mesma classe.

Se a distância for mediada em norma-1 (também designada por norma *city* ou *Manathan*) os resultados são um pouco melhores. Na Figura 4-13 está representada a classe 3 obtida com a norma-2 e com a norma-1. Observa-se que a utilização da norma-1 reduz o número de *pixéis* excluídos da região correspondente ao dente central. Em consequência obtém-se uma região mais homogénea, com menos porosidade e com os contornos um pouco melhores definidos na zona da raíz. Estes resultados mostram que a utilização da norma-1 faz com que a classificação tenha também em conta, para além da intensidade de cinzento, a geometria dos objetos a segmentar.

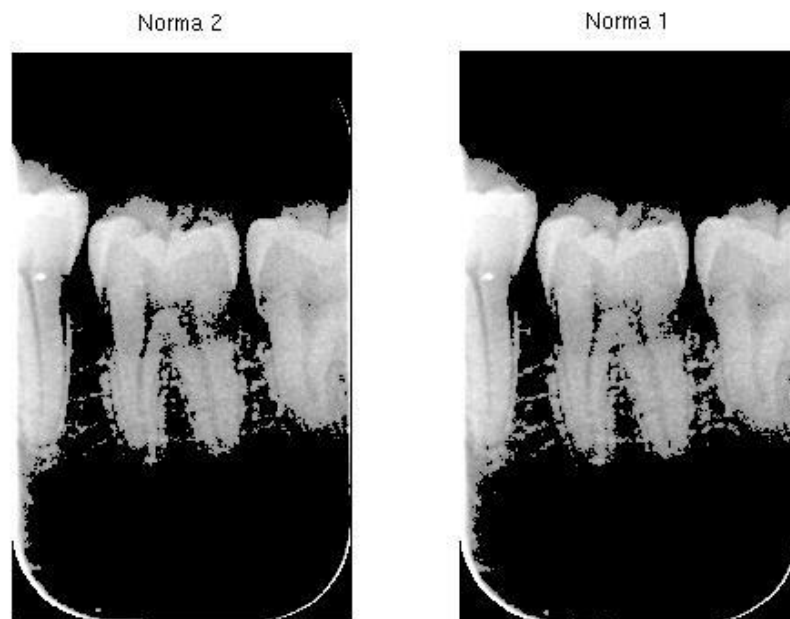


Figura 4-13: Classe 3 de rx1 obtida com norma-2 e norma-1.

O número ótimo de classes nem sempre coincide com o número de regiões em que se pretende segmentar a imagem. Na Figura 4-14 pode verificar-se que o número ótimo de classes em que a imagem rx2 deve ser dividida é dois. Isto significa que nesta imagem existem essencialmente duas tonalidades de cinzento. Isto deve-se ao facto desta imagem ser muito clara do que as restantes imagens de teste, fazendo com que as tonalidades do osso e do

dente sejam muito semelhantes. Neste caso existe sobretudo uma grande diferença entre os tons do fundo (escuros) e os tons do dente e do osso (claros).

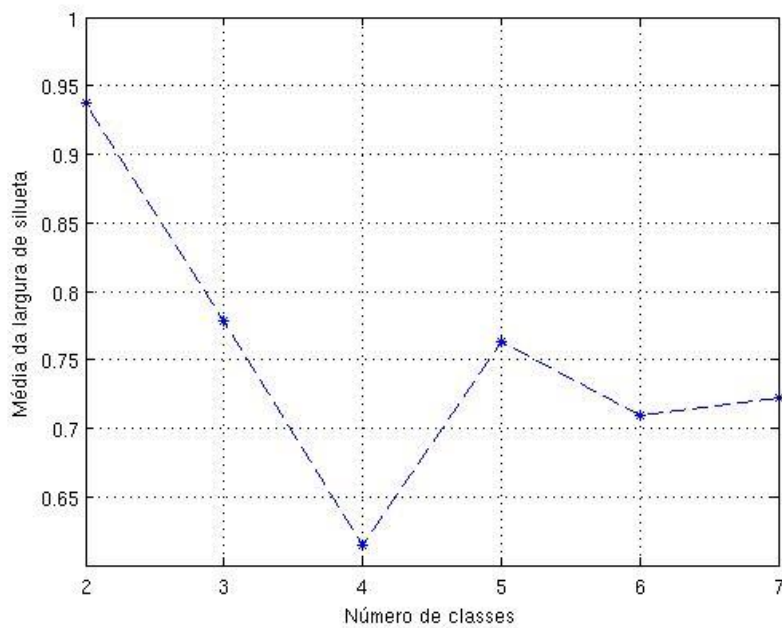


Figura 4-14: Largura média de silhueta da imagem rx2.

A segmentação da imagem rx2 pelo método do *k-means*, utilizando a norma-2, em duas regiões onde está ilustrada na Figura 4-15. Como seria de esperar a classe 1 inclui o dente e o tecido ósseo enquanto a classe 2 inclui o fundo escuro por trás da coroa. Esta segmentação permite obter o contorno da coroa do dente com bastante precisão.



Figura 4-15: Regiões resultantes da clusterização de rx2 em 2 classes.

Fez-se também a decomposição da imagem rx2 em três regiões no sentido de separar a zona correspondente ao dente da zona correspondente ao osso. Os resultados obtidos com o método do *k-means*, utilizando a norma-2, são apresentados na Figura 4-16. A classe 1 corresponde ao dente, a classe 2 ao tecido ósseo e a classe 3 ao fundo escuro. Verifica-se que apesar de rx2 ter uma tendência bimodal em termos de tonalidades, a divisão em três regiões permite separar grande parte do dente do tecido ósseo. A classe 1 contém grande parte dos *pixéis* correspondentes ao dente e a classe 2 a maior parte dos que pertencem ao osso. Tal como se tinha já verificado para rx1, a afetação dos *pixéis* falha sobretudo em torno das raízes onde pequenas zonas mais claras do osso são afetadas ao dente. Em comparação com a segmentação em duas regiões, ilustrada na Figura 4-15, a segmentação em três regiões não permite definir tão bem o contorno superior da coroa. Isto acontece porque a zona sombreada tem uma tonalidade semelhante à do osso e consequentemente é afetada à classe 2.

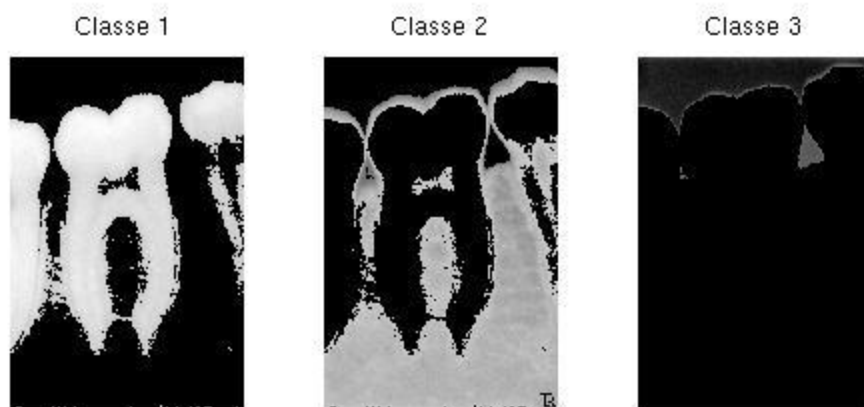


Figura 4-16: Regiões resultantes da clusterização de rx2 em 3 classes.

A Figura 4-17 apresenta as três regiões segmentadas da imagem rx3 através do método *k-means*, utilizando a norma-2. A classe 1 corresponde ao dente, a classe 2 ao fundo escuro e a classe 3 ao tecido ósseo. Neste caso a separação entre dente e tecido ósseo na zona da raiz é relativamente bem conseguida. Isso poderá ser devido à elevada resolução da imagem, originando uma variação mais suave nas tonalidades de cinzento que permite diferenciar melhor as várias estruturas radiografadas. Na zona da coroa a segmentação do dente não é bem sucedida pois existe uma zona sombreada bastante extensa que é afetada a classe 3 em vez da classe 1. No entanto o contorno superior do dente pode ser obtido através do contorno da classe 2 que corresponde ao fundo da imagem.



Figura 4-17: Regiões resultantes da clusterização de rx3 em 3 classes.

A imagem rx4 diferencia-se das restantes imagens porque inclui um único dente e por esse dente conter amalgama e estar desvitalização. A Figura 4-18 apresenta as três regiões segmentadas da imagem rx4 através do método *k-means*, utilizando a norma-2. A classe 1 corresponde ao tecido ósseo, a classe 2 ao dente e a classe 3 ao fundo escuro. Verifica-se que o contorno geral do dente é definido pela classe 2. Contudo na zona da raiz direita a segmentação não é tão bem conseguida devido ao facto da tonalidade do dente ser baixa nessa zona.

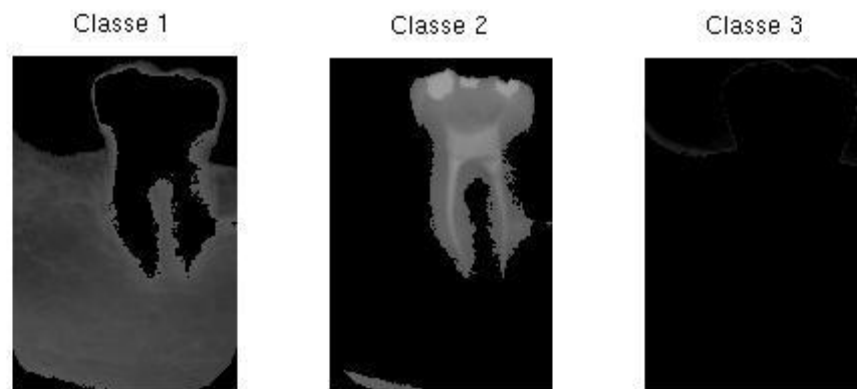


Figura 4-18: Regiões resultantes da clusterização de rx4 em 3 classes.

A segmentação do dente na imagem rx4 pode ser melhorada com a utilização da norma-1. A Figura 4-19 mostra a classe 2 obtida pelo método do *k-means* com a norma-2 e com a norma-1. A utilização da norma-1 permite uma segmentação mais completa do dente na zona das raízes onde as tonalidades pertencentes às duas estruturas são mais difíceis de distinguir. Tal como já se tinha verificado na imagem rx1, a utilização da norma 1 é mais adequada à obtenção da geometria do dente a segmentar.

A utilização da norma-1 nem sempre implica uma melhor segmentação. No caso das imagens rx2 e rx3 optou-se por apresentar os resultados obtidos apenas com a norma-2 (Figura 4-15, Figura 4-16 e Figura 4-17) por ser esta a norma mais utilizada no método do *k-means* e por os resultados obtidos com a norma-1 serem muito próximos.

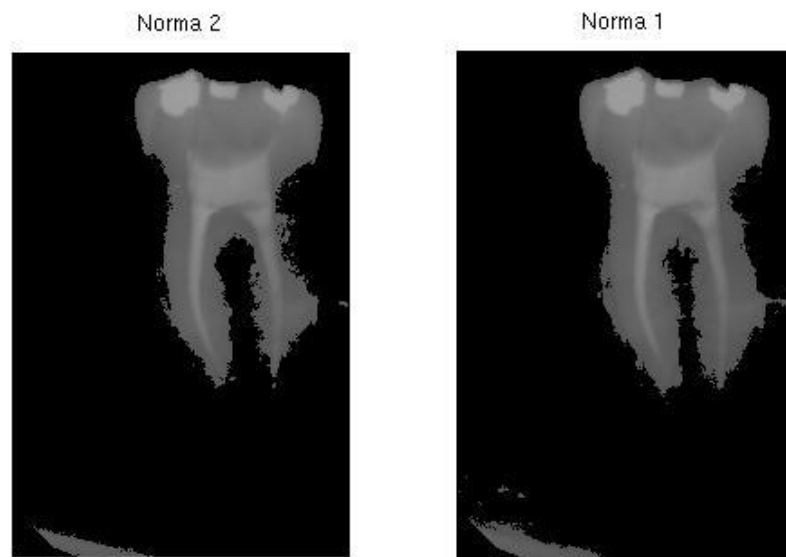


Figura 4-19: Classe 2 de rx4 obtida com norma-2 e norma-1.

Tal como referimos, o dente representado na imagem rx4 encontra-se desvitalizado. O conteúdo do material de obturação dos canais radiculares e dos materiais usados na restauração do dente são incluídos na classe associada ao dente quando se faz a segmentação em três zonas (ver Figura 4-19). Mas ao fazer a clusterização de rx4 em quatro classes esses materiais são integrados numa classe à parte. Na Figura 4-20 mostra-se a constituição dessas quatro classes. A classe 1 inclui grande parte do dente com exceção da inserção de amálgama e dos canais radiculares, a classe 2 inclui a inserção de amálgama e dos canais radiculares, a classe 3 o tecido ósseo assim como a zona sombreada que envolve o dente e a classe 4 inclui o fundo escuro em torno da coroa.

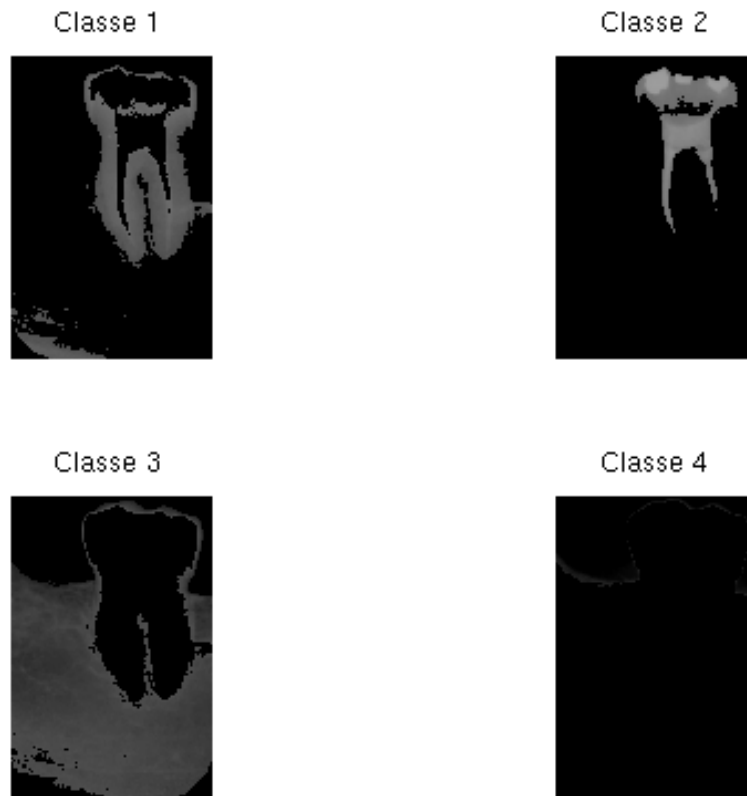


Figura 4-20: Regiões resultantes da clusterização de rx4 em 4 classes.

4.3 Contornos Ativos

Nesta secção aplicou-se o método dos contornos ativos de Chan-Vese (secção 3.5.3) às imagens de teste rx1, rx2, rx3 e rx4. Tal como foi referido na secção 3.5.3, este método parte de um contorno inicial, indicado pelo utilizador, que vai progressivamente deformar-se nas direcções de maior variação dos tons de cinzento. A posição do contorno aproximado do dente é redefinida iterativamente até que se atinja o número máximo de iterações previamente definido.

O método de *Chan-Vese* foi implementado directamente sobre as imagens porque se verificou em testes preliminares que a aplicação de filtros não beneficiava os resultados.

Os resultados aqui apresentados foram obtidos partindo de um contorno inicial na forma de janela retangular colocado, em grande parte, sobre o dente a segmentar. Na Figura 4-21. Inclui-se a figura original rx1, a janela que define o contorno inicial, o contorno obtido ao fim de 1500 iterações assim como a área da imagem incluída no interior deste contorno. Verifica-se que a segmentação do dente é bem conseguida na coroa e numa parte da raíz. O contorno da coroa é conseguido quase na sua totalidade. O contorno é definido próximo da extremidade da coroa e não entre a zona mais clara e a zona sombreada. As extremidades inferiores do dente também são detetadas. Contudo, a segmentação da zona entre as raízes não é satisfatoriamente detetada. Outro problema consiste no facto do contorno ativo se estender ao dente vizinho. Efetivamente, do lado direito o método não conseguiu detetar a extremidade do dente e prosseguiu contornando o dente vizinho. Isto deve-se ao facto das tonalidades de cinzento existentes nesta região da raíz serem muito próximas.

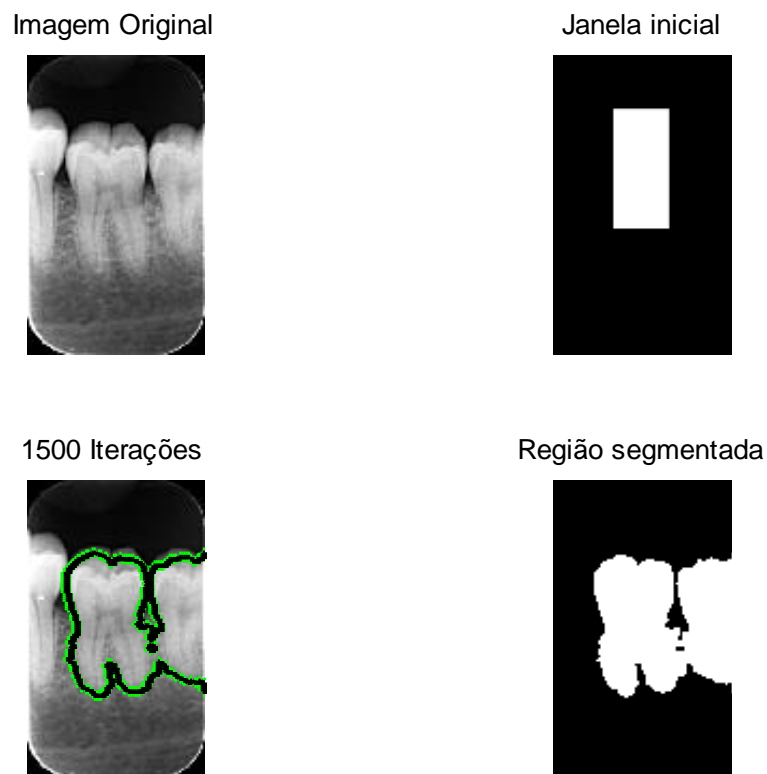


Figura 4-21: Representação do método *Chan-Vese* da imagem rx1 recorrendo a 1500 iterações.

Uma forma de evitar o alastramento do contorno ao dente vizinho consiste em reduzir o número máximo de iterações. Na Figura 4-22 pode observar-se os contornos obtidos na imagem rx1 ao fim de 450 iterações. Verifica-se que as zonas de maior gradiente são atingidas pelo contorno enquanto as zonas em que os gradientes são mais baixos, como nos extremos da raiz, não são tão bem definidos. Obtém-se, contudo, um contorno que permite definir satisfatoriamente a geometria do dente.

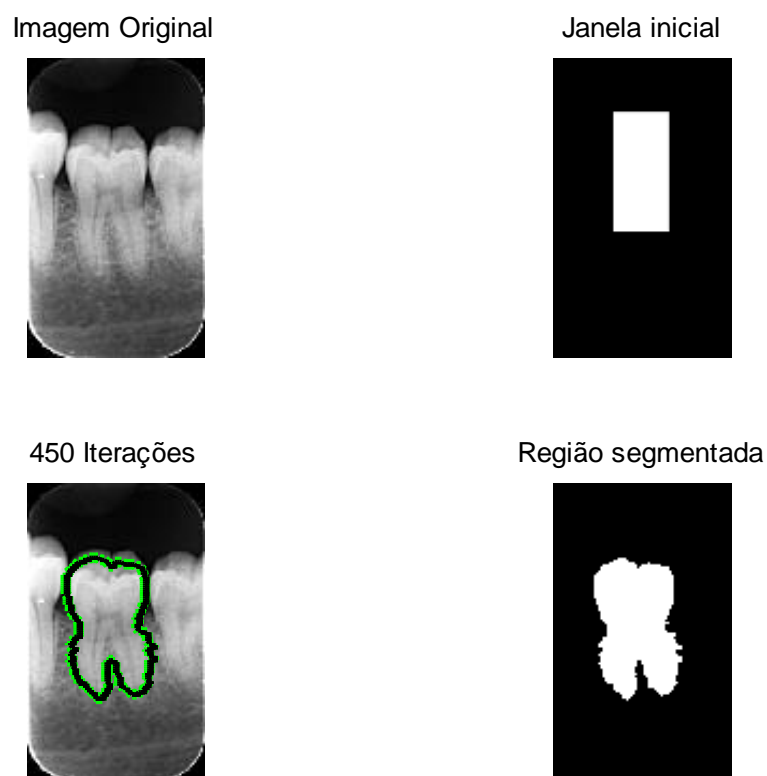


Figura 4-22: Representação do método *Chan-Vese* da imagem rx1 recorrendo a 450 iterações.

Na Figura 4-23 ilustra-se a aplicação do método de *Chan-Vese* à imagem rx2. Neste caso utilizou-se uma janela mais larga em conformidade com as dimensões do dente a segmentar. O melhor contorno foi obtido ao fim de 455 iterações. O contorno geral do dente é bem

identificado embora na zona da raiz se obtenha um contorno irregular devido à intensidade de cinzento ser muito semelhante para o dente e para o tecido ósseo. Como a imagem rx2 apresenta uma tonalidade mais clara do que as restantes imagens de teste, poderia esperar-se que o método tivesse mais dificuldades em encontrar as diferenças entre as tonalidades de cinzento mas tal não se verifica.

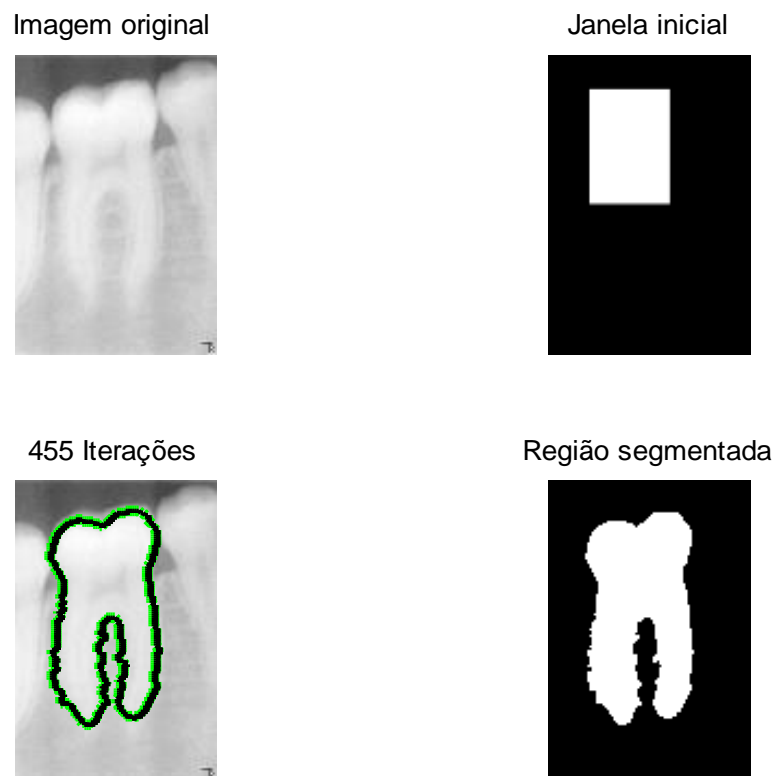


Figura 4-23: Representação do método *Chan-Vese* da imagem rx2 recorrendo a 455 iterações.

A segmentação da imagem rx3 ilustrada na Figura 4-24 apresenta duas diferenças em relação a rx1 e rx2. O contorno não inclui a zona sombreada da coroa e alastra para os dois dentes vizinhos. Isto deve-se ao facto desta imagem apresentar uma elevada definição, sendo o contraste com a zona sombreada da coroa muito bem definido.

Este aspeto poderá ser também responsável pela passagem do contorno para o dente do lado direito na zona da raiz sem que a delimitação nas restantes zonas esteja completa. Por outro lado o dente central está em contacto com o dente à sua esquerda pelo que o contorno também passou para esse dente. Neste caso a redução do número máximo de iterações poderia impedir a passagem do contorno ativo para os dentes vizinhos mas também poderia provocar a segmentação incompleta das restantes partes do dente.

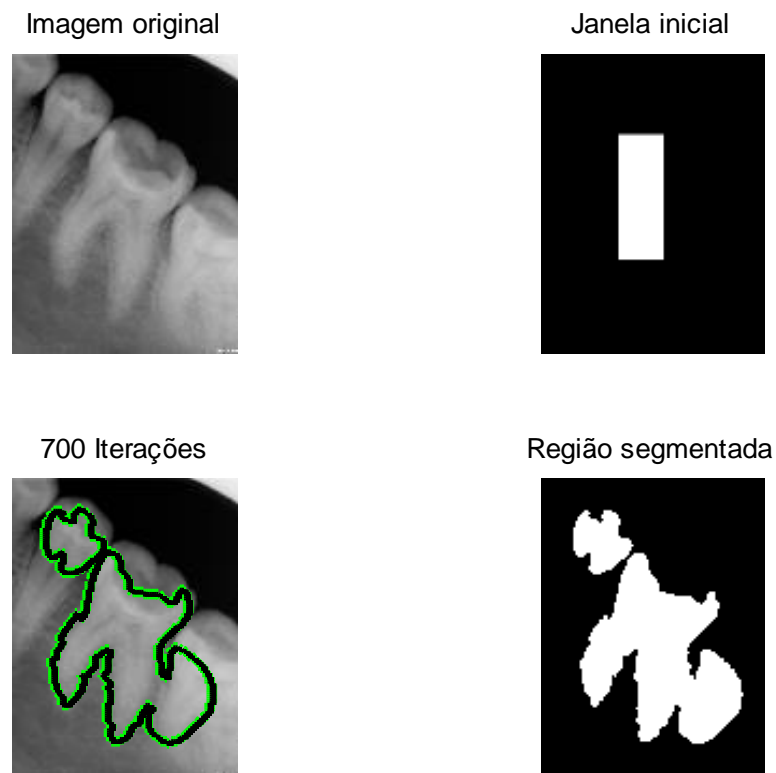


Figura 4-24: Representação do método *Chan-Vese* da imagem rx3 recorrendo a 700 iterações.

Ao reduzir o número de iterações para 350 não há passagem do contorno ativo para o dente vizinho (Figura 4-25). Em contrapartida não obtemos uma segmentação tão completa nas zonas das raízes comparativamente ao contorno obtido às 700 iterações (Figura 4-24). Importa salientar o facto que a aquisição pela radiografia da imagem rx3 não foi obtida de forma perpendicular entre o emissor e o recetor originando uma maior distorção assim co-

mo a inclusão da coroa a sombreado. Verificando-se assim que os contornos ativos não funcionam nesta imagem.

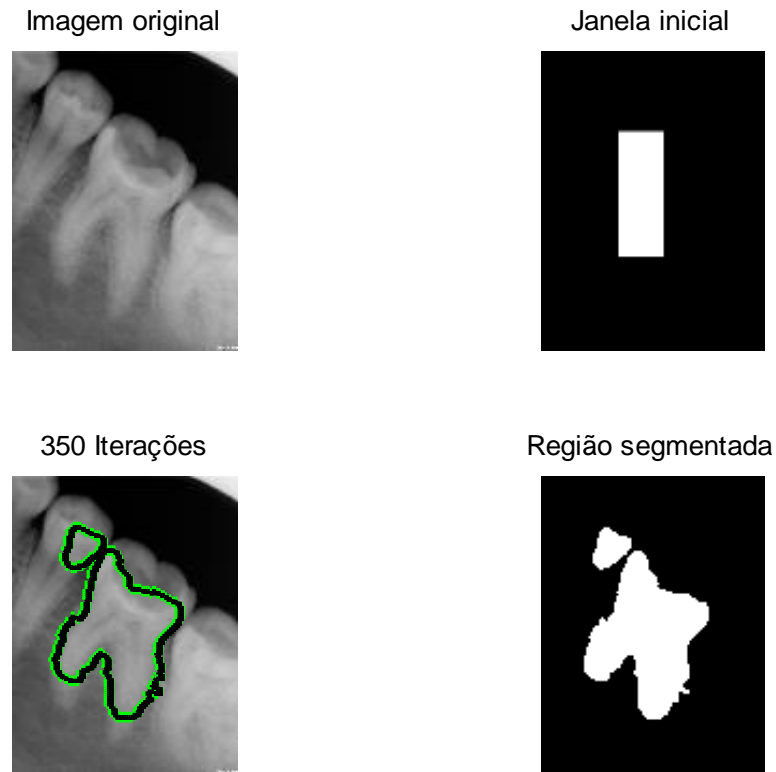


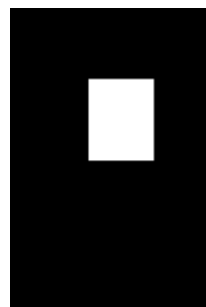
Figura 4-25: Representação do método *Chan-Vese* da imagem rx3 recorrendo a 350 iterações.

A imagem rx4 representa um dente desvitalizado. Como se pode verificar na Figura 4-26, a segmentação deste dente pelo método de *Chan-Vese* não é influenciada pelas zonas mais claras correspondentes à inserção de amálgama nem pelo conteúdo dos canais radiculares (zona com uma tonalidade mais clara no interior das raízes do dente). O contorno obtido ao fim de 520 iterações delinea satisfatoriamente o perfil do dente.

Imagem original



Janela inicial



520 iterações



Região segmentada



Figura 4-26: Representação do método *Chan-Vese* da imagem rx4 recorrendo a 520 iterações.

Capítulo 5

Conclusão

Verificou-se ao longo deste trabalho que o sucesso de um método de segmentação depende em grande parte da imagem a segmentar. Se o objetivo for obter o contorno do dente, a existência de zonas sombreadas, sobretudo na periferia, dificulta muito esta tarefa. Pelo que a radiografia efetuada a montante é de extrema importância. Deverá ter-se o máximo cuidado no posicionamento do equipamento de forma a facultar o melhor ângulo de incidência dos raios. Este processo será responsável pela homogeneidade das regiões em cada uma das diferentes estruturas.

Uma dificuldade comum a todos os métodos testados reside na distinção de zonas pertencentes a diferentes estruturas mas com tonalidades de cinzento muito próximas. Este aspeto é ainda mais realçado quando a imagem é muito clara. Os valores da tonalidade são todos muito elevados em todas as estruturas. Pelo que se deverá ter também o maior cuidado na calibragem do aparelho de raio X para evitar esta situação.

Também se observa que para todos os métodos utilizados e todas as imagens testadas ocorre um estreitamento da segmentação no colo dos dentes (transição da coroa para a raiz). Isto deve-se ao facto de se tratar de uma zona de menor densidade radiológica que corresponde à transição entre o esmalte, que reveste a coroa, e o cimento que reveste a raiz.

Mas as diferenças de tonalidade no dente podem também ser devidas à zona do nervo, à presença de materiais usados nos tratamentos dentários ou à existência de patologias como as cáries. Nestes casos pode haver interesse em identificá-las e a técnica de segmentação selecionada deve ter essa capacidade.

Os métodos da binarização e do agrupamento assentam o seu funcionamento na deteção de regiões homogéneas em termos de tonalidade de cinzento. A binarização divide a imagem

em duas partes correspondentes às duas tonalidades principais. Pelo que é indicada para imagens bimodais em termos de tonalidade. Como nas imagens provenientes de radiografias apicais existem predominantemente três tipos de tonalidades, a aplicação da binarização implica uma filtragem prévia ao nível das frequências para esbater uma das tonalidades. Exige também a definição do nível de corte acima do qual (ou abaixo conforme o filtro) devem ser anuladas as frequências. A escolha do valor correto nem sempre é fácil, exigindo testes preliminares em cada uma das imagens.

Quando o objetivo for a obtenção do contorno do dente a binarização pode ser complementada com operações morfológicas para suavizar o contorno do dente segmentado. O resultado permite obter uma aproximação da morfologia do dente. Na identificação de estruturas internas ao dente este método apenas permite identificar a cavidade interna do dente onde está localizada a polpa e a extremidade dos nervos e vasos sanguíneos.

O método do agrupamento pode ser visto como uma generalização da binarização. Divide a imagem em várias partes em função da tonalidade de cinzento. Adapta-se bem ao problema da segmentação de imagens dentárias onde existem essencialmente três tonalidades. Permite obter uma segmentação aproximada do dente com contornos bastantes irregulares e detetar também a cavidade da polpa. Com a utilização de um número de classes superior a três consegue segmentar outras estruturas no interior do dente como, por exemplo, os materiais usados em tratamentos dentários.

Os contornos irregulares obtidos pelo agrupamento são devidos à existência de *pixéis* com valores de tonalidade muito próximos nas zonas da raiz e do tecido ósseo. Como a classificação desses *pixéis* é feita apenas em função da magnitude da tonalidade, por vezes são afetados à classe errada. Verificou-se que em alguns casos a utilização da norma-1, em detrimento da norma-2, permite obter uma classificação mais próxima da real.

Como o critério de proximidade utilizado pelo *k-means* tem apenas em conta a diferença entre os valores da intensidade registada em cada um dos *pixéis*, seria desejável incluir também um fator que tivesse em conta a proximidade geométrica.

Uma das grandes desvantagens da técnica do agrupamento consiste nas elevadas exigências computacionais devido ao tempo de execução para obtenção de resultados, por exemplo, de imagens com uma elevada resolução. O método do *k-means* classifica repetidamente todos os *pixéis* da imagem até que seja obtida uma partição estável. Em imagens de alta

definição o elevado número de *pixéis* a classificar implica um número muito elevado de operações que por vezes é proibitivo.

O método dos contornos ativos de *Chan-Vese* baseia-se na deteção das extremidades do objeto a segmentar contrariamente aos métodos da binarização e do agrupamento, que se baseiam na deteção de regiões homogéneas. Pelo que este método apenas pode ser usado para detetar o contorno do dente. Os contornos finais são mais regulares do que os obtidos pelo método do agrupamento, sobretudo em volta das raízes.

O método de *Chan-Vese* é bastante eficiente quando aplicado a imagens com dentes isolados ou bem separados. No caso de haver contacto entre os dentes ou de haver tonalidades semelhantes na zona das raízes entre dentes adjacentes, o contorno ativo propaga-se para o dente vizinho originando um contorno final que não corresponde exclusivamente ao dente a segmentar. Para evitar que tal aconteça deve-se parar o método numa iteração anterior. Contudo a paragem com base num número máximo de iterações não é viável porque não é possível saber à partida em que iteração é que isso vai acontecer. Seria desejável por em prática um critério de paragem, alternativo ao número máximo de iterações, que permitisse detetar quando o contorno ativo aproxima satisfatoriamente o contorno real do dente sem o ter ultrapassado.

Referências bibliográficas

- Abaza, A., et al. 2006.** Automatic Teeth Segmentation Using Active Contour Without Edges. [ed.] IEEE. Biometrics Symposium: Special Session on Research at the Biometric Consortium Conference, 2006, pp. 1-6.
- Augostinho, Joaquim. 2012.** Unidade Clínica I. *Radiografia Intra-Oral-Molar*. [Online] 22 de Novembro de 2012. [Citação: 24 de Julho de 2013.] <http://molar.crb.ucp.pt/cursos/>.
- Bankman, Isaac H. 2009.** *Handbook of medical Image Processing and Analysis*. California : Academic Press, 2009.
- Bansal, Saurabh. 2012.** CS676: Group 9 Dental X-Ray Segmentation and Tooth Classification. 2012, pp. 1-4.
- Castiglia, Martin, et al. 2008.** Dicom. *Comunicação de imagens digital em medecina*. São Paulo, Brasil: s.n., 2008.
- Coelho, Luís e Silva, Augusto. 2005.** Análise digital de Radiografias Dentárias. Revista do DETUA, 2005, Vol. 4, pp. 433-440.
- Cohen, Rami. 2010.** The chan-Vese Algorithm. *Introduction to Medical Imaging*. Spring, 2010, Project report.
- Couto, Maria. 2009.** *Importância dos registos dentários em situações de grandes catastrofes*. Porto: Instituto de ciências biomédicas Abel Salazar, 2009.
- Eldén, L. 2007.** *Matrix Methods in Data Mining and Pattern Recognition (Fundamentals of Algorithms)*. s.l.: Society for Industrial and Applied Mathematics, 2007.
- Faria, Diogo. 2010.** *Trabalhos Praticos: Análise e Processamento de Imagem*. Porto: s.n., 2010. pp. 1-44.
- Getreuer, Pascal. 2012.** Chan-Vese Segmentation. *Image Processing On Line*. Yale University, 2012.
- Gonzalez, Rafael e Woods, Richard. 2002.** *Digital Image Processing*. New Jersey: Prentice Hall, 2002.
- . **2008.** *Digital Image Processing*. New Jersey: Prentice Hall, 2008.

- Ho, Pei-Gee. 2011.** *Image Segmentation*. Rijeka: Intech open, 2011.
- Hofer, Michael e Marana, Aparecido. 2009.** Dental Biometrics: Human Identification based on dental work Information. *XX Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing*. 2009, pp. 3-6.
- Jadhav, Shubhangi e Shriram, Revati. 2012.** Dental biometrics used in Forensic Science. *Journal of Engineering Research and Studies*. 2012, Vol. 3, pp. 26-29.
- Kaufman, L. e Rousseeuw, P. J. 1990.** *Finding Groups in Data: An Introduction to Cluster Analysis*. New York: John Wiley & Sons, 1990.
- Lai, Y. e Lin, P. 2008.** Effective Segmentation for Dental X-Ray Images Using Texture-Based Fuzzy Inference System. [autor do livro] j. Blanc e Talon et al. *Advanced Concepts for Intelligent Vision systems*. Taiwan: Springer, 2008, pp. 936-947.
- Laroca, Ralph. 2010.** Apostila de radiografia odontologica. *Scribd*. [Online] 28 de Dezembro de 2010. [Citação: 27 de Junho de 2013.] <http://pt.scribd.com/doc/45989691/Apostila-De-Radiologia-Odontologica>.
- Machado, Alessandra. 2012.** Dissertação: Estudo de parâmetros microestruturais de rochas-reservatório para diferentes resoluções utilizando microtomografia computadorizada 3D. [ed.] Programa de engenharia Nuclear. *Instituto Alberto Luiz Coimbra de Graduação e Pesquisa de Engenharia*. 2012.
- MacQueen, J. B. 1967.** *Some Methods for Classification and Analysis of Multivariate Observations*. Berkeley: University of California Press, 1967. pp. 281-297.
- Matinez, W. L., Martinez, A. R. e Solka, J. L. 2011.** *Exploratory Data Analysis with Matlab*. s.l.: CRC Press, 2011.
- Matlab. 2010.** *Image Processing Toolbox 7*. Natick: Mathworks, 2010.
- Ohnishi, Yuji. 2005.** *Método baseado em processamento de imagens para diagnóstico precoce de micro-estruturas dentárias*. São Carlos: s.n., 2005.
- Oliveira, João. 2009.** Caries Detection in Panoramic Dental X-Ray Images. August de 2009, pp. 0-140.

- Oliveira, Luciano. 2013.** Conceitos Fundamentais da Formação de Imagem Radiológica. *Tecnologia Radiológica*. [Online] 2013. [Citação: 30 de Março de 2013.] http://www.tecnologiaradiologica.com/materia_c_imagem.htm.
- Pourghassem, Azam e Mahmoodian, Hamid. 2011.** Upper and Lower jaw segmentation in dental X-Ray Image Using Modified Active Contour. *Intelligent Computation and Bio-Medical InsInternational Conference onIntelligent Computation and Bio-Medical Instrumentation (ICBMI)*, 2011, pp. 124-127.
- Pratt, William. 2001.** *Digital Image Processing*. s.l.: Pks Inside, 2001. Vol. Third Edition.
- Radiológica, Fenelon clínica. 2000.** Radiografia e tomografia odontológica. *Fenelon*. [Online] 2000. [Citação: 6 de Agosto de 2013.] <http://www.fenelon.com.br/>.
- Said, EyadHaj, et al. 2001.** Dental X-Ray Image Segmentation. *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, 2001, Vol. 1, pp. 178 - 189.
- Tavano, Orivaldo. 2005.** Dabionline. *A obtenção de radiografias dentárias de qualidade na odontologia*. [Online] Abril de 2005. <http://www.dabiatlante.com.br/artigos/Radiografias-dentarias.pdf>.
- Tiilikainen, Nikolas. 2007.** A comparative study of active. *Copenhagen University - Diku*, 2007, pp. 1-66.
- Toennies, Klaus. 2012.** *Guide to Medical Analysis: Methods and Algorithms*. Magdeburg: Springer, 2012.
- Xu, Chenyang e Prince, Jerry. 1997.** Gradient vector Flow: A New External Force for Snakes. *IEEE Proc. Conf. on Comp. Vis. Patt. Recog. (CVPR'97)*, 1997, pp. 66-71.
- Zeihofer, Peter. 1996.** Sensoriamento Remoto. Ottawa, Canadá: Centre for Remote Sensing Canada, Agosto de 1996.

